



TITLE:

核医学における画像データ処理技術の研究(Dissertation_全文)

AUTHOR(S):

喜利, 元貞

CITATION:

喜利, 元貞. 核医学における画像データ処理技術の研究. 京都大学, 1984, 工学博士

ISSUE DATE:

1984-01-23

URL:

<https://doi.org/10.14989/doctor.r5185>

RIGHT:



核医学における画像データ処理技術の研究

喜 利 元 貞



内 容 梗 概

核医学撮像法は、現在、X線コンピュータ断層撮像法(X線CT)、超音波エコー断層撮像法、そして古典的なX線透過写真撮影法とならび、高度の診断効果を発揮する画像診断法として、臨床診断医学における重要な技術となっている。核医学撮像法は人体内部の放射性核物質注入部分を「造影」像として描出することにより、体内諸臓器や生体流路の形態的なまた機能的な情報を、空間的また時間的な分布として示し、高検出力かつ確実な診断法として近代医学診断技術のなかの大きな地位を獲得してきている。

著者は、核医学画像診断法を臨床実用上より有効な手段とするために、核医学画像の高速かつ実用的データ処理法を研究し、高速にして小形かつ使い易いデータ処理装置を開発した。また装置のソフトウェア開発手法を検討し、装置の機能の開発・改良が容易にできる方式を提案し、そしてこれらを活用して、各種の臨床核医学診断法の実現を試み、実医療の現場において必要なデータ処理技術の全容を明らかにした。

さらに高速データ処理機能を活用して、人の心臓機能をリアルタイムに計測しデータ解析を行って、心機能の限界能力とそこにおける病症を、より正確にかつ危険少なく診断できる手法を、研究し確立させた。また核医学画像を動的に表示する技術进行研究し、その表示効果を検討して臨床診断に有用であることを明らかにした。

核医学データ処理技術は、コンピュータ技術一般の進歩と、それを活用する医学分野からの積極的な参加を受けて、初期にはごく小規模なコンピュータシステムを基盤としていたが、実用診断効果の維持と拡大のために、規模と能力を急速に増大させてきた。実用上の効果を発揮しまた高度の臨床診断を行なうためには、十分な量のデータとプログラムの記憶能力、許容し得る有限時間内に処理をおこなう高速データ処理能力、そして十分な読影情報を供し得る画像表示能力が必要であり、さらにこれらの機能を発揮させるための使い易く便利な操作運用体系、機能を改良し発展させるための保全改良体系が有効に整備されなければならない。そしてなお、実用効果を発揮するために、装置は小形であり、可搬性を持ち、かつ経済的負担を少なくしたものでなければならない。システム資源として初期には、通常に供給されるコンピュータ要素がそのまま用いられたが、十分な効果の発現のためには、とくにこの目的のために設計されたシステム要素やソフトウェア体系を必要とする。

著者は協力者を得て、核医学高速データ処理のための新たな装置を開発した。そのなかには課題の解決とよりすぐれた効果発現のために、さまざまな提案、くふうをこめている。本論文は、このデータ処理装置とその応用について述べる。まず序章において、核医学とコンピュータとの関り、コンピュータを用いた計測の一般的な効果と限界など、課題の目的と背景を概観したのち、第2章にその装置の概略構成を述べ、第3章には操作と動作の体系を示して、装置に必要な機能の全容とそれらに必要な特性を明らかにする。ついで第4章では、この装置のソフトウェア開発と実施の体系における手段の改良、すなわち問題記述のためのプログラム言語とその実現手段の設計、

について述べ、第5章では装置のデータ採取部、データ処理部、データ表示部における特にくふうを加えた主要部分を詳述する。データ採取部では、課題が求める柔軟な多種の測定手段について論じ、データ処理部においては、必要な処理を実際上リアルタイムに実施するための高速演算回路いくつかを示し、データ表示部では、測定し処理した画像群を、内在する情報が容易に読影できるようにする表示手段を述べる。

さらに著者は医学領域の共同研究者と協力して、本装置の高速処理機能を活用し、人の心臓の生理学的機能を、従来法より高度に計測し適確な診断を下すことのできる測定方法を開発した。すなわち被験者に運動負荷を加えて、血液循環を対症的に許し得る極限まで増大させつつ、この過程における心臓拍出量の変化を、画像計測技術により経時的にリアルタイムに測定しつづけ、負荷量限度を測定結果により監視しつつ、心機能の病症を明確に診断しようとする臨床検査方法であって、本装置のように、小形でベッドサイドに用いることができ、高速画像処理能力を持っている装置の利用によってはじめて可能になった手法である。第6章にこの心機能リアルタイム計測手法を述べる。

第7章では、かねてより著者が提案し本装置を含め効果的に用いられている動画像表示法の、静的表示法に比べた視認効果の改善について、実験的に確認した結果を示す。多量のノイズを含んでいるために形状や変動部分の判読しがたい一連の画像を、動的に連続し繰り返して表示する動画像表示方法は、臨床の間では心臓の動きや脳内血流の分布などの観察などに用いられ、静止画表示に比べて対象の大局的また微視的な変動がよく識別できる。本実験では、模擬パターンを用いて動表示と静表示の読影正誤率を比較することにより、改善効果を検証したものである。

最後に第8章では本研究を総括し結論を述べる。

目 次

第1章 序論・核医学データ処理技術	1
1.1 はじめに	1
1.2 測定におけるコンピュータの意義	3
1.3 核医学データ処理装置における課題	5
1.4 本論文の概要	7
参考文献	9
第2章 リアルタイム処理能力を特長とする	
核医学画像データ処理装置 —その構成上の特長	12
2.1 はじめに	12
2.2 装置の構成	14
2.2.1 データ採取回路	15
2.2.2 画像メモリ	16
2.2.3 画像演算回路 IMAC	17
2.2.4 演算子計算回路 OPEC	17
2.2.5 撮像モニタ	17
2.2.6 ROIメモリ	18
2.2.7 画像補間回路	18
2.2.8 表示メモリ	18
2.2.9 濃度変換回路	18
2.2.10 カラー変換回路	19
2.2.11 グラフメモリ	20
2.2.12 文字メモリ	20
2.2.13 表示CRT	20
2.2.14 ライトペン	20
2.2.15 キーボード	21
2.2.16 操作パネル LOP	21
2.2.17 演算・制御コンピュータ CPU	22
2.2.18 数値演算用 協同プロセッサ APU	22
2.2.19 外部データメモリ	22
2.2.20 上位コンピュータ結合回路	22
2.3 まとめ	22

DOC

1983

21

電気系

第3章 装置の操作および動作	24
3.1 はじめに	24
3.2 データ採取	26
3.2.1 データ採取モードの種類	26
3.2.2 採取条件の設定	27
3.2.3 データ採取	28
3.2.4 カメラ像のモニタ	29
3.2.5 データの保管	29
3.3 データ処理	29
3.3.1 平滑化処理	29
3.3.2 画像処理	30
3.4 データ表示	30
3.4.1 表示するデータの交換	30
3.4.2 データの表示	30
3.4.3 動画像表示	31
3.4.4 補助的表示	31
3.5 関心領域 ROI の設定	32
3.6 時系列曲線の処理	34
3.7 データの管理	35
3.8 データの保管	35
3.9 臨床データ処理	36
3.9.1 心機能解析	36
3.9.2 諸臓器の機能解析	42
3.10 システム開発機能	44
3.11 まとめ	45
第4章 装置のソフトウェア体系	46
4.1 はじめに	46
4.2 プログラム主文	48
4.3 拡張命令	51
4.4 操作コマンド	52
4.5 BICOMS 実行系	53
4.6 コンパイル方式高レベル言語 BASICAL	56
4.7 まとめ	58

第5章 装置の内部構造	59
5.1 はじめに	59
5.2 データ採取部の構造	60
5.2.1 データ採取コントロールワード	60
5.2.2 データ採取回路	63
5.2.3 画像メモリ (A-メモリ)	65
5.3 データ処理部の構造	65
5.3.1 画像演算回路 IMAC	65
5.3.2 演算子計算回路 OPEC	67
5.3.3 画像データ転送回路	71
5.3.4 協同数値演算プロセッサ APU	72
5.4 データ表示部の構造	73
5.4.1 表示メモリ (D-メモリ)	74
5.4.2 画像補間回路	74
5.4.3 濃度変換回路	79
5.4.4 カラー変換回路	82
5.4.5 表示CRT	83
5.5 装置の内部の構成	86
5.6 まとめ	87
第6章 心臓のリアルタイム機能解析	88
6.1 はじめに	88
6.2 測定の方法	89
6.3 リアルタイム心機能解析における本装置の効果	92
6.4 まとめ	94
参考文献	95
第7章 動画像表示方法における図形認識能力の向上効果	97
7.1 はじめに	97
7.2 形状認識の改善効果	98
7.3 動態認識の改善効果	100
7.4 まとめ	100
第8章 結 論	101

第1章 序論・核医学データ処理技術

1.1 はじめに

核医学撮像法は、現在、X線コンピュータ断層撮像法(X線CT)、超音波エコー断層撮像法、そして古典的なX線透過写真撮影法とならび、高度の診断効果を発揮する画像診断法として、臨床診断医学における重要な技術となっている。これらの映像法は人体内部を画像として描出することにより、体内諸臓器や生体流路の形態的なまた機能的な情報を、空間的また時間的な分布として示し、高検出力かつ確実な診断法として近代医学診断技術のなかに定着してきている。

核医学撮像法は、ガンマ線放射性核医薬品の、人体への投与法と臓器への薬理的生理作用とを選択することによって、体内の特定臓器や特定流路あるいは特定機能を選択的に浮びあがらせる「造影能力」をつねに持つことが他の映像法に比べた大きな特長であり、したがって描出対象を背景の重なりと区別するために微細な諧調表現力と解像力を強調しなければならない一般の画像法にくらべれば、はるかに低い空間分解能と階調描出力の像しか得られなくとも、診断の目的によっては充分な鑑別情報を含んだデータを供し得る。

また、投与した核物質の体内における挙動は、選択した器官の生理的移送機能を描き出しており、核物質の動きを放射線束を通じて観察することによって、生理的機能の「動態検査」を実施しうるのも、核医学映像法の他に得難いもう一つの特長である。

臨床ルーチン検査として核医学撮像法を実施する場合には、放射性医薬品の取り扱いと患者や術者への放射線被曝の問題、また測定装置の計数能力、そして測定全体に要する時間的また経済的負担などから、投与した核物質の発する放射線量はそれほど大きくできない。ガンマ線放射は核物質の崩壊にともなう確率現象であるから、低計数量の画像にはポアソン分布を示す統計変動を大きく含み、ノイズの多い像となる。特に体内の「動態機能」を観察しようとする場合には、画像1枚あたりの露出時間(データ採取時間)を長くしえないから、充分な計数値を積算することができず、静止像にくらべてさらにノイズの多い像しか得られない。

しかしながら投与核物質による特定対象の選択的造影能力と動態描出能力とは、背景像のほとんど見えない暗視野に対象臓器を浮びあがらせ、かつ像の時間的变化によって生理的機能を描き出す。ゆえに像が相当に統計的変動を呈しても、そこから対象臓器の機能を読み取ることができ、もちろんノイズ変動をある程度におさえれば機能を定量的に表現するパラメータを測定することもできる。

このようないちじるしい特長を有する核医学映像診断法が臨床の場に発達するためには、つぎの三つの技術的革新が必要であった(Wagner, 1974¹⁾)。

1) 効果的な放射性医薬品の開発

特にテクネシウム^{99m}Tcの出現は、適当な短半減期(6.0h)、高線量(比放射能 5×10^6 Ci/g)、有害なベータ線(¹³¹Iなどの欠点)を出さない、標識しやすい高化学的活性、な

ど使用上の効果が高く放射線被曝の少ないことから、心臓や脳循環など高速動態診断を大きく発展させた。

2) 高計数率ガンマ線画像測定装置の出現

Angerによるシンチレーションカメラは、ガンマ線像すなわち放射物質の2次元分布を、検出器を移動させず固定したまま短時間に測定することを可能にし、以後多くの人により計数率上限の拡大、視野や分解能向上のための改良が加えられて、対象物の静止像だけでなく動態像を測定し臓器の生理的機能を描出できるようになってきた。

3) 動態画像を取り扱うコンピュータ システム の発達

上により造影し撮影したガンマ線像を、空間的および時間的分解能を損なわず正確に記録し望む形に再構成して、像が持つ診断上の情報を読影者に把握しやすい形で表示できるコンピュータ システムの発達、普及によって、核医学画像診断の技術が完結し確立した。

近年はこれらの技術を基礎に、さらに、陽電子放射形核種、同時多方向撮影技術、逆投影再構成計算法などが開発され、人体内部機能の3次元空間分布および時間分布の測定へと発達してきている。

このように発達してきた核医学診断法によって、人の疾患の多くが早期にあるいは正確に診断され、的確な治療を受けて、健康を回復できるようになってきた。著者はこの分野のコンピュータ システムの開発を通じて 多数の疾患の診断法を確立してきたが、その主要な領域は心臓および脳の循環系動態機能の解析にある。これら循環系疾患は近來とみに増加の傾向をみせ、その診断は重要な課題であるが、これまで簡略に用いる確実な方法は存在しなかった。重篤な患者に対しては、やむをえずX線血管造影法が用いられてきたが、これは病状に対して相当な危険を伴う手法であり、また実施にあたって高度な医学技術と大規模の設備を要し、長時間の苦痛と労苦を必要とする方法であった。これにたいして核医学診断法は、ほとんど無侵襲のRI造影と画像測定、データ処理によって、簡便かつ安全にそして確実に診断ができる方法となり、診断医学の発展に大きく寄与したのである。

著者は1960年代初頭より、発光分光分析²⁾やガスクロマトグラフィ³⁻⁵⁾、GC-MS⁶⁾、また材料試験など、計測分野のデータ処理を世にさがけて研究し⁷⁾、これら用途のコンピュータ自体を設計することから始めて、多種類のコンピュータシステムを開発して世に供給し、またこれらのシステム設計・開発技術を世に提案してきた⁸⁻¹²⁾。これらの開発を通じて蓄積してきた知識経験を生かして、1971年、核医学における画像動態測定を実用的にはじめて可能にしたデータ処理システム「シンチパック200」を開発(1971年、核医学会 展示)して以来、核医学分野へのコンピュータ活用技術の研究を続け、高速連続データ採取技術、心拍同期測定法、動態表示技術、装置の操作運用体系、プログラム開発技術などを先端的に開発し、さらにこれら技術を集合してさまざまな診断情報を測定データより抽出する臨床データ処理方法を多種開発し供給してきた。

核医学データ処理におけるコンピュータの応用は1968年ごろより始まり、多数の研究機関やメーカーがそれぞれにデータ処理システムを研究し開発し発展させてきた。1968年 Washington大のBentleyらは、シンチカメラとPDP-12 —それ自体ミニコンピュータ

を含んだ実験室用データ処理システムであった——とを接続して、核医学画像診断を即時的におこなえるようにした。¹³⁾ 当時はシンチカメラのデータをコンピュータ用磁気テープに収録し、大形コンピュータを用いてデータ処理をおこなうのが通常であった。また処理の内容は一枚ずつの静的画像にフィルタリングを施して画質の改善をはかるのが主であった。^{14, 15)} Johns Hopkins 医学研究所のNatarajanらは、核医学画像表示システム IDA (image display and analysis system) を開発している。¹⁶⁾ 日本では、1970年、東芝の小野塚らが核医学オンライン情報処理システムを開発し放射線医学総合研究所に設置しているが、これらも静止画像を対象にした画像処理の研究機能が主で、動態像採取、処理の能力はとぼしい^{17, 18)}。1974年には MGH (Massachusetts General Hospital) の Alpertらが、8トラック ディスプレイ ディスクを利用した固定的機能の心臓拍動像シネ表示システムを発表している。¹⁹⁾

1971年に著者が研究開発して発表した核医学データ処理システム SCINTIPAC-200 は、多量の動態画像を高速に採取しデータ処理し表示し、またデータの保管、装置の運用など実用するに必要なすべての機能を総合して備えた一貫システムであり、画像240枚を7枚/秒の速度で取り扱う能力は、核医学データの動的処理をはじめて可能にし、以後の臨床面研究者を中心とした動態解析手法の研究開発に大きく貢献した。²⁰⁾ 1975年には、同一コンピュータのなかで一貫してソフトウェア制御のもとに作動する動画像表示体系(そのためのデータ採取、処理機能を含む)をつくりあげ(1975年、核医学会展示)、心機能や脳血流循環機能の臨床診断技術を大きく向上させた。²¹⁻²³⁾ これらを含めて同コンピュータには多数の臨床応用機能やまた装置運用機能の改良を加え、さらに実現場においてコンピュータプログラムが容易に手早く開発できるソフトウェア体系 BICOMS を考案し具備させて、多くの実病院で臨床診断にまたその研究開発に使用されてきている。^{24-27, 40, 41)}

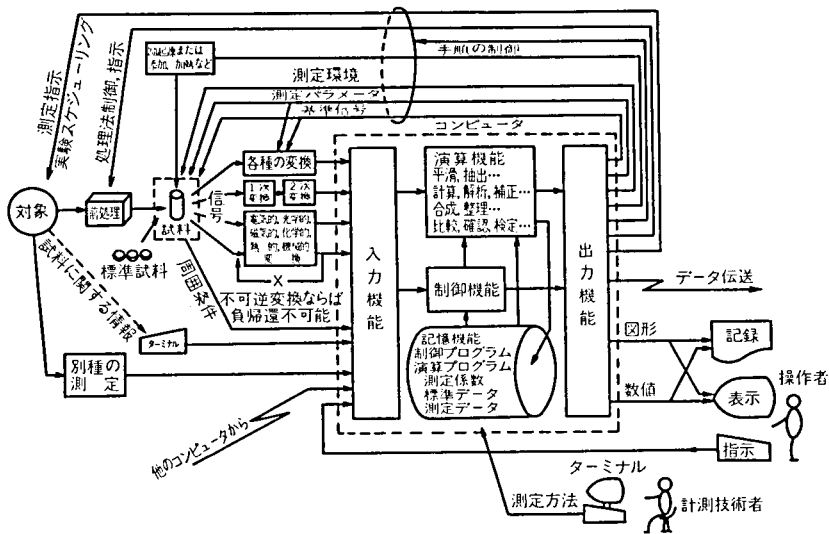
そして1979年には、本論文に述べるところの、新しい構想による高速核医学データ処理機能を持つシステム SCINTIPAC-70A を研究し開発して発表した。²⁸⁻³⁴⁾ この研究は、核医学における画像処理技術の高速化と小形化を重点にして、測定から診断にいたるまでを短時間に、實際上リアルタイムに、実施しうる提案であり、これによってさらに診断上の新分野の開拓を可能にしたものである。³⁵⁻³⁹⁾

1.2 測定におけるコンピュータの意義

今日コンピュータは、あまたの測定システムの中に組み入れられて、多用され、効果を発揮している。

近来発達してきている種々の測定技術は、より微妙な高質の情報を得るために、さらに間接的な検出手段を複雑に組み合わせ、多量の直接的間接的情報の中から高度の専門知識に照らしつつ、多段階の手続きを経て、必要な情報を抽出しようとする。そのための測定システムは必然的に、不安定、複雑、難解になりがちであり、これらの難点を柔げるものとして、あるいはさらに高度の測定情報を求めるために、コンピュータが組み込まれ活用される。

測定系統にコンピュータを接続してその機能を活用することにより、図1.1に一般化して示すような高い機能を持った測定システムを実現することができる。



＜図1.1 理想のコンピュータ測定システム＞

コンピュータの、順序制御、演算、記憶、測定、入出力、表現、変換などの機能は、まずシーケンスコントローラとして、コンピュータ自身のほか接続した測定装置や入出力装置、また操作する人を対象として、

- ① 長いステップの動作制御
- ② 多数の動作を選択また組み合わせた制御
- ③ 特例や変形を含む繰り返し動作

などがたやすく実現できる。

ついで、記憶機能を活用して、

- ① 多量の測定データ
- ② 参照データ、標準データ
- ③ 装置の状態、装置関数、校正係数
- ④ 測定データや装置状態の変動記録

など多量のデータを整理して記憶し、有用な情報の抽出、また測定系統の安定化に役立たせることができる。

コンピュータの演算機能を活用すれば、

- ① 測定データを処理して定量値の算出
- ② 多量の多次元測定データから必要な情報の抽出
- ③ 正常値や別系列からのデータと比較して異常検出や誤差判定
- ④ 標準データから装置関数の校正、そして装置関数から測定値の補正

など数値計算や論理演算によるデータ処理が実現できる。

そして、高精度の時間基準、電圧基準を含んだ測定インターフェイスを用意して、

- ① 測定系の状態検出と精密な制御
- ② 高精度、高速、広範囲、多量の、柔軟な方法による測定値採取

そしてまた、コンピュータからいろいろの出力手段を用いて、

- ① 理解しやすい図形、画像出力
- ② 整理された数値出力
- ③ これら出力を紙上に記録することによって、データの固定化と可搬性、保存性の付与
- ④ これら出力の電子的表示による速応性をもったデータの提示

など便利な出力機能を得ることができる。

そして、これらの機能を通じて、操作する人と測定する装置との間で、

- ① 人の要求を装置に、人の意志を装置のことばに変換して、伝える。
- ② 測定ID情報や実験計画、測定手順などを、測定の操作や結果と関連づけて、操作を誘導し、あるいはデータをわかりやすく表現する。
- ③ 装置の状態を適切に表現して人に理解させる。

など、マン・マシン インタフェイスの役割を担わせることができる。

さらに総合して、こうしてコンピュータを含んだ測定システムを完成させることにより、かつては一部の専門家のみが不安定な揮発性の知識経験として保有していた測定技術(いわゆるソフトウェア)を、細部を含めてハードウェアとして具象化することができ、とかく伝達普及の困難であり、育成、教育に多大の時間と費用を要していた専門知識を、装置化し、複製、頒布可能なものとする意義はまた重要なものである。

また反面、コンピュータ技術の活用によって生じ得る問題もまた多く、大きい。

それらを考えてみると、

- ① 測定の柔軟性が失われる
- ② 測定誤差がかくれてしまう
- ③ 測定技法が向上しない
- ④ 多額の投資が必要である
- ⑤ 人が機械に使われる
- ⑥ 使い易さと測定能力との両立が難しい
- ⑦ いかにして“良い”コンピュータ測定システムをつくりあげ、成長させていくか

などが問題となる。

上に述べたような飛躍的な改善を実現するためには、測定技術と測定装置、そしてコンピュータの活用技術すべてを総合したシステム設計と、諸種のシステム要素装置の結合、そして必要な動作の実行手段をすみずみまですべて記述したコンピュータプログラムの完成が必要であり、これらは諸技術分野の境界領域であって、容易に求められるものではなく、また短期間に完成するものでもない。要部要部の積み上げと修正や改良、そしておそらく相当量の妥協とあきらめが、実効的なすなわち最適のシステムを生むには必要なのだと考える。

1.3 核医学データ処理装置における課題

核医学分野におけるデータ処理装置に求められる機能は次のようなことである。

- ① シンチレーションカメラがとらえたRI画像を、正確に、測定条件や識別情報と

ともにコンピュータメモリに記録する

- ② 同画像を、動態情報を失わずあるいは生体情報(心電図など)とともに記録する
- ③ シンチカメラを制御して、RI画像を多方向からとらえ記録する
- ④ 記録した画像を、理解しやすく提示する
- ⑤ 記録像の望む部分を提示する
- ⑥ 記録像を望む形に変換して提示する
- ⑦ 記録像から医学的に重要な情報をデータ処理技術により抽出し提示する
- ⑧ 記録像における測定技法上の変形を修正する
- ⑨ 記録像を整理して保管し、求めに応じて再生する
- ⑩ 以上における操作をできるだけ自動的に行う
- ⑪ 以上における多数多種の操作を記憶し、指示により選択して実行する
- ⑫ 以上における動作、操作を、一時的、恒久的に変形、修正、改良する

装置が取り扱うべきデータとして、カメラ像のほかにスキャナやカウンタからの時系列データなどもときに挙げられるが、これらは重要でなく量としても少ないのでここでは取り扱わない。データ処理装置に求められるのは、前述したような核医学診断法の特徴からほとんどが動態画像の連なりである。その種データの便利な記録再生装置がほかにほとんどなく、ただコンピュータによってのみ容易に記録でき、任意の部分を望む形態でたやすく取り扱えるところが、核医学分野にデータ処理装置の賞用されるゆえんの大きな一つである。

装置のデータ取り扱い機能上留意すべき点は、

- ① 画像データを主対象とすること
- ② 画像は必要充分な空間的時間的および濃度軸上の分解能を持つこと
- ③ 測定データの識別、診断のための情報を漏らさず誤まらず取り扱うこと
- ④ データ保管管理機能を持つこと

などである。

実用医学におけるデータ処理では、自動化に優先して確実さが要求される。人体内の生理学的挙動、解剖学的形態は個人差が相当にみられ、そして検査の対象とする病人では、正常者に比べて著しく離脱した病状、所見を呈するものが少なくない。もしなんらかの操作やデータ処理の自動化を試み、それが正常者や軽症者の診断には妥当な結果を提示したとしても、重症者や個人差の大きな人では結果に大きな誤差を含むことはしばしばある。検査が正常におこなわれなかったことが自動化のために見過ごされて、診断を誤る(false negative)ことがあれば、由々しき事態を生じかねない。こうしたことを防ぐために装置の機能にはつぎのような配慮を加えなければならない。

- ① 機能の妥当性、信頼性が十分に検討されること
- ② 途中経過を操作者が監視でき、異常があれば認知できること
- ③ 目的とする結果だけでなく、データの正常性を示すパラメータを合わせ求めて提示すること
- ④ 操作、動作の経過と結果、原データと中間データ、最終データが直観によりたやすく理解できるよう提示すること
- ⑤ 操作、結果の判読が間違えにくいように設計されるべきこと

⑥ 自動化による便利さよりは、測定、処理の確実さが優先されるべきこと

以上から、この分野におけるデータ処理装置は、工業用途のそのような、異常動作はその装置の経済的効果のある割合で(その重みは大きいかもしれないが)低下させるゆえに低率に留めなければならないとする考え方と違って、自動化は主として単純作業の範囲に留め、検査データの採取、その整理、表示、そして保管を便利に確実にしていねいにおこなう、といった、診断にたずさわる医師のための便利な道具として存在する、と考えなければならない。

核医学分野の測定技法、データ処理技法はつねに発展を続けてきており、また利用現場における装置の活用と研究のなかから、また新しい技法が生まれ加えられてきている。これにそなえて装置は次のようであればならない。

- ① プログラム開発機能を含むこと
- ② それは容易に取り扱え、装置機能の改良修正変更がすぐにできること
- ③ 試行が容易であること
- ④ 機能の改廃、追加が容易であること
- ⑤ これらの存在が装置本来機能を妨げないこと

装置が設置され使用される環境は、実際の病院の診察室の一隅である。被験者がつぎつぎに訪れ、検査がつぎつぎと続けられる。患者を測定し診断し処置を決める医師と技師は、患者の容態や検査の状態、測定結果にたえず気を配って正確な結果を得なければならない。確定的な診断は他のデータを総合して後刻下すにしても、対象者を目前にして判断すべき事項は多い。そこで装置に要求される性能はつぎのようなことである。

- ① 操作が手早くできること
- ② 結果ができるだけ早く得られること
- ③ 測定中の状態がわかること
- ④ データを間違えにくいこと
- ⑤ 操作が容易であること
- ⑥ 小形で作業のじゃまにならないこと
- ⑦ データが読み取りやすいこと
- ⑧ データが途中経過を含めて保存され、再解析が可能であること

そして実用装置として存在し活用されるために、効果に見合い、需要に見合った有限の経済的負担範囲に納めるべく、設計製作上において大きな制約がきびしく存在する。

1.4 本論文の概要

核医学データ処理技術は、コンピュータ技術一般の進歩と、それを活用する医学分野からの積極的な参加を受けて、初期にはごく小規模なコンピュータ システムを基盤としていたが、実用診断効果の維持と拡大のために、規模と能力を急速に増大させてきた。実用上の効果を発揮した高度の臨床診断を行なうためには、充分な量のデータとプログラムの記憶能力、許容し得る有限時間内に処理をおこなう高速データ処理能力、そして充分な読影情報を供し得る画像表示能力が必要であり、さらにこれらの機能を発揮させるための使い易く便利な操作運用体系、機能を改良し発展させるための保全改良体系が有効に整備されなければならない。そしてなお、実用効果を発揮するために、装置は

小形であり、可搬性を持ち、かつ経済的負担を少なくしたものでなければならない。システム資源として初期には、通常に供給されるコンピュータ要素がそのまま用いられたが、十分な効果の発現のためには、とくにこの目的のために設計されたシステム要素やソフトウェア体系を必要とする。

著者は協力者を得て、核医学高速データ処理のための新たな装置を開発した。そのなかには課題の解決とよりすぐれた効果発現のために、さまざまな提案、くふうをこめている。本論文は、このデータ処理装置とその応用について述べる。まず序章において、核医学とコンピュータとの関り、コンピュータを用いた計測の一般的な効果と限界、核医学分野におけるデータ処理に求められる機能など、課題の目的と背景を概観したのち、第2章にその装置の概略構成を述べ、第3章には操作と動作の体系を示して、装置に必要な機能の全容とそれらに必要な特性を明らかにする。ついで第4章では、この装置のソフトウェア開発と実施の体系における手段の改良、すなわち問題記述のためのプログラム言語とその実現手段の設計、について述べ、第5章では装置のデータ採取部、データ処理部、データ表示部における特にくふうを加えた主要部分を詳述する。データ採取部では、課題が求める柔軟な多種の測定手段について論じ、データ処理部においては、必要な処理を実際上リアルタイムに実施するための高速演算回路いくつかを示し、データ表示部では、測定し処理した画像群を、内在する情報が容易に読影できるようにする表示手段を述べる。

さらに著者は医学領域の共同研究者と協力して、本装置の高速処理機能を活用し、人の心臓の生理学的機能を、従来法にくらべて高度に計測し適確な診断を下すことのできる新しい測定方法を開発した。すなわち被験者に運動負荷を加えて、血液循環を対症的に許し得る極限まで増大させつつ、この過程における心臓拍出量の変化を、画像計測技術により経時的にリアルタイムに測定しつつ、負荷量限度を測定結果により監視しつつ、心機能の病状を明確に診断しようとする臨床検査方法であって、本装置のように、小形でベッドサイドに用いることができ、高速画像処理能力を持っている装置の利用によってはじめて可能になった手法である。第6章にこの心機能リアルタイム計測手法を述べる。

第7章では、かねてより著者が提案し本装置を含め効果的に用いられている動画像表示法の、静的表示法に比べた視認効果の改善について、実験的に確認した結果を示す。多量のノイズを含んでいるために形状や変動部分の判読しがたい一連の画像を、動的に連続し繰り返して表示する動画像表示方法は、臨床の間では心臓の動きや脳内血流の分布などの観察などに用いられ、静止画表示に比べて対象の大局的また微視的な変動がよく識別できる。本実験では、模擬パターンを用いて動表示と静表示の読影正誤率を比較することにより、改善効果を検証したものである。

最後に第8章では本研究を総括し結論を述べる。

第1章 参考文献

- 1) Wagner HN: "The development of cardiovascular nuclear medicine"
Introduction of The 'Cardiovascular
nuclear medicine (ed. by H.W. Strauss et.al.)' pp.1-5 (C.V.Mosby Co.)(1974)
- 2) 喜利元貞,鈴木十五郎,和辻秀信,福田克雄:「電子計算機の発光分光分析への応用」
分光研究 16-5,pp.197-206 (1968)
- 3) 喜利元貞:「電子計算機の分析機器への応用」
最新の分析化学 第20集,pp.51-61 (化学同人,1969)
- 4) 喜利元貞:「計測データ処理とミニコンピュータ」 セミナー『オートメーション
におけるミニコンピュータ応用技術』 JAACE'72-5, pp.65-76 (1972)
- 5) 小林一雄,喜利元貞,浅井 聡,川本孝男:「ラボラトリーオートメーションにおける
ミニコンピュータの応用」 システムと制御 16-3,pp.36-40 (1972)
- 6) 窪寺俊也,浅井 聡,石田 勝,清水治二,沢井孝明,山本 孝,喜利元貞:「ガスクロマト
グラフ質量分析計データ処理システム」 島津評論 34-23,pp.165-172 (1977)
- 7) 二瓶好正:「分析化学における電算機の利用」
分析化学 進歩総説 20,pp.108R-119R (1971)
- 8) 喜利元貞,大場克彦:「高レベル言語の分析データ処理システムへの応用」
A&R 16-1,pp.15-23 (1978)
- 9) 喜利元貞:「分析機器とシステム化」
日本分光学会 夏期セミナー pp.32-39 (1979)
- 10) T.Kajikawa,M.Kiri,M.Tashiro:"A New Concept of Data Processing for Emission
and X-ray Fluorescence Spectrochemical Analysis" Int'l Conference on Atomic
Spectroscopy and Colloquium Spectroscopicum Internationale 7102,p.392
(Tokyo, Sept.19,1981)
- 11) 喜利元貞:「コンピュータ計測の功罪を考える」 島津評論 39-1,pp.21-27 (1982)
- 12) 南 茂夫,喜利元貞,桜井捷海:「機器分析のためのコンピュータ入門」
(講談社,1982)
- 13) Bentley RE, Potchen EJ, Gerth VW: "Immediate Assessment of Gamma-Camera
Dynamic Studies Using a Small Digital Computer",
J.Nucl.Med.9-6,p.304 (1968)
- 14) Natarajan TK, Wagner HN: "A New Image Display and Analysis System (IDA)
for Radionuclide Imaging",
Radiology,93:823 (1969)
- 15) Ashburn WL, Moser KM, Guisan M: "Digital and Analog Processing of Anger
Camera Data with a Dedicated Computer-Controlled System",
J.Nucl.Med.11-11,pp.680-688 (1970)
- 16) MacIntire WJ, Butler D, Curtis GS, Razzak MA: "Computer Calculation of
Cardiac Output from Radioisotope Dye Dilution Curves",

- J.Nucl.Med. 9-6, p.334 (1968)
- 17) 小野塚良一、柳内拙郎、勝村文彦、船津剛男、斉藤興二、荒 基継、石橋正晃、和才博修:「核医学におけるオンライン情報処理」
東芝レビュー 25-10, pp.1298-1302 (1970)
- 18) 飯沼 武:「電子計算機によるR.I.画像情報処理」
応用物理 40-6, pp.686-692 (1971)
- 19) Alpert NM, McKusick KA, Pohost GM, Dinsmore RE, Potsaid MS: "Noninvasive Nuclear Kinocardiography" J.Nucl.Med.15-12, pp.1182-1184 (1974)
- 20) 服部博幸, 木下勝弘, 若林重興, 石原 浩, 西岡弘之, 山岡信行, 喜利元貞, 高橋重和, 橋本泰司, 大森晴史:「島津核医学データ処理システム SCINTIPAC-200」
島津評論 30-4, pp.187-197 (1973)
- 20) 喜利元貞, 南雲弘之, 高橋重和, 久米 清:「動画像カラーCRT表示装置とその応用」
電子通信学会 技術研究報告 IE78-66, pp.29-34 (1978)
- 22) 外山比南子, 村田 啓, 飯尾正弘, 細羽 実, 高橋重和, 大村憲治, 喜利元貞:
「心動態イメージの動画像表示システム」 核医学 16-7, p.1281 (1979)
- 23) M.Hosoba, S.Takahashi, R.Ban, K.Omura, M.Kiri, H.Toyama, H.Murata, M.Iio:
"Total System for The Realtime Data Processing, Cine-mode Presentation and Color Video Recording for Clinical Nuclear Medicine"
MEDINFO 80, pp.1098-1101 (1980)
- 24) 若林重興, 高橋重和, 堺 義幸:「島津核医学データ処理システム SCINTIPAC シリーズ」
島津評論 35-3, pp.193-206 (1978)
- 25) 和辻秀信, 喜利元貞:「ミニコン応用システムのソフトウェア開発の方式について」
電気学会情報処理研究専門委ミニコンシンポジウム pp.67-78 (1973)
- 26) 大場克彦, 梶川鉄夫, 石田 勝, 高橋重和, 喜利元貞, 小林一雄:
「高レベル言語による分析データ処理システムの拡張プログラミング方式」
応用スペクトロメトリー東京討論会 pp.127-128 (1975)
- 27) 喜利元貞, 大場克彦, 高橋重和:「ユーザー指向プログラム方式 BICOMS について」
JAACE'76-5 日本自動制御協会 第20期講演会 pp.157-160 (1976)
- 28) 喜利元貞, 高橋重和, 細羽 実, 伴 隆一, 久米 清, 大村憲治, 若林重興, 服部博幸:
「最新の核医学データ処理システム」 核医学 16-7, p.1293 (1979)
- 29) 久米 清, 大村憲治, 喜利元貞:「大容量ICメモリ、16ビットマイクロコンピュータ等をベースにした核医学データ処理装置」
核医学 16-7, p.1294 (1979)
- 30) 喜利元貞:「医用画像計測のためのコンピュータシステム」
JAACE'80-5 第24回システムと制御研究発表講演会 pp.19-22 (1980)
- 31) K.Kume, K.Ohmura, M.Kiri: "A Nuclear Medicine Data Processing System Employing Large Capacity Image Memory and Image Handling Units",
(SNM 27th Annual Meeting, Detroit, June 24-27, 1980)
J. of Nuclear Medicine, 21-6, p.P72 (1980)
- 32) 久米 清, 大村憲治, 田中五美, 喜利元貞:「大容量画像メモリ、画像ハンドリング装置等を持った核医学データ処理装置(その臨床的有用性について)」

- 核医学 17-9, p.1185 (1980)
- 33) 久米 清, 和辻秀信, 大村憲治, 田中五美, 大場克彦, 喜利元貞, 三浦義彦:
「核医学における高速画像処理 —シンチバック70Aの開発」
島津評論 40-1, pp.27-39 (1983)
- 34) 久米 清, 大村憲治, 田中五美, 喜利元貞: 「大容量画像メモリ、画像ハンドリング
装置等を持った核医学データ処理装置 (その臨床的有用性について)」
核医学 17-9, p.1185 (1980)
- 35) 西川潤一, 大友 邦, 大嶽 達, 町田喜久雄, 飯尾正宏, 久米 清, 和辻秀信, 村
田 啓, 外山比南子: 「心機能のリアルタイム解析」 核医学 18-8, p.1120 (1981)
- 36) 大野穰一, 川崎美栄子, 水野俊和, 大野正徳, 沢田佳宏, 上浪 敦, 橋本昭明, 山
崎文三, 久米 清, 和辻秀信: 「運動時心、肺機能の同時モニター法 —瞬時呼気代
謝測定器と心RIアンギオグラフィーによる realtime EF, CO モニターへの複合シス
テム」
核医学 19-9, p.1376 (1982)
- 37) 上浪 敦, 大野正徳, 水野俊和, 大野穰一, 橋本昭明, 山崎文三, 久米 清, 和辻
秀信: 「運動負荷時、平衡時 心RIアンギオグラフィーによる realtime EF, CO モニ
ター法」
核医学 19-9, p.1379 (1982)
- 38) M.Kiri, K.Kume, I.Tanaka, J.Ohno: "Realtime Study of Cardiac Functions",
Int'l Symposium on Computers in Cardiology
S10(113) (Seattle, Oct.13-15, 1982)
- 39) 町田喜久雄, 西川潤一, 大嶽 達, 飯尾正宏, 久米 清: 「シンチバック70A によ
る心機能検査」
RADIOISOTOPES 31-7, pp.367-370 (1982)
- 40) 成田充啓, 宇佐美暢久, 栗原 正, 瓦谷仁志, 金尾啓祐, 本田 稔:
「心拍運動RI心血管造影による左心機能の診断」 核医学 14-1, pp.21-31 (1977)
- 41) 外山比南子, 飯尾正宏, 村田 啓, 川口新一郎, 千葉一夫, 松井謙吾, 山田英夫:
「高時間分解能法による経時的心プールおよび心筋イメージング」
核医学 14-1, pp.41-49, (1977)

第2章 リアルタイム処理能力を特長とする 核医学画像データ処理装置

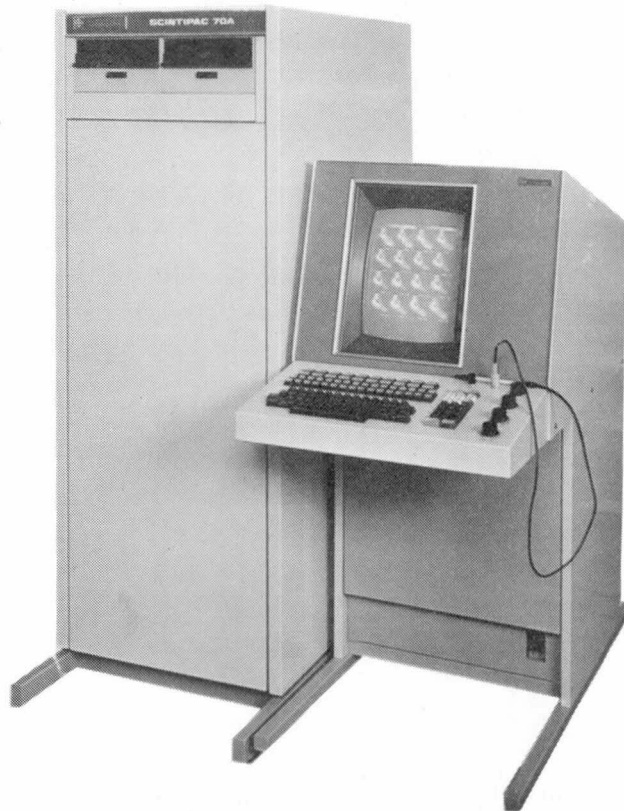
—その構成上の特長

2.1 はじめに

本章では、新たに開発した核医学画像計測処理を高能力におこなうデータ処理装置について、まずその概要と構成を述べる。医学診断上の有効性を加えてきた核医学診断技術を、臨床活用上さらに効果的に使用できるように、この装置には多数のシステム工学上の技術を開発し付加してデータ処理装置に要望される機能を高度に実現するとともに、データ処理の即時性を強調し、真の対話形利用形態を可能にしている。そして技術と装置がひろく普及するように、操作性と経済性をまた配慮し、さらに、発達しつつある測定手法の開発改良に寄与し追従するべく、機能の拡張性と柔軟性に意を大きく払っている。そして、従来中央集中的に構成され発達してきたシステム構成に対して、分散配置形構成を指向し、法的配慮を伴

例えば核医学診断技術を重症患者のベッドサイドにおいて活用して、医療効果を大きく改善する提案を含むものである。

図2.1 は、この装置の形状を示す。



< 図2.1 核医学データ処理装置 SCINTIPAC-70A >

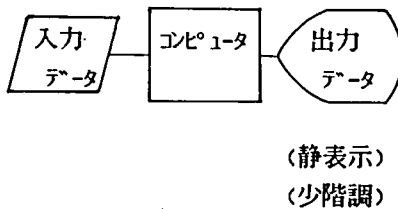
その細部は以後の詳述により明らかとなるが、主要な提案はつぎのような点にある。

1) LSIによって形成される大容量(4K語x512枚)の画像メモリをシステム構成の中心とする。

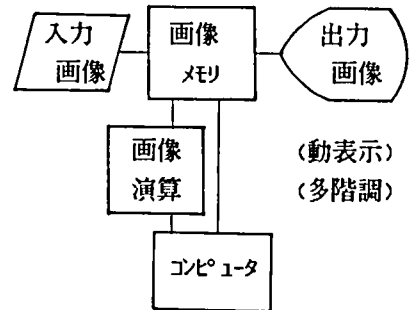
2) 代表的な画像演算のためのハードウェアおよび組み込みの協同マイクロプロセッサによる画像専用的高速演算回路を数種類設ける。

3) 特に設計されたカラーCRT表示装置を設ける。すなわち、画像メモリ内の像をリアルタイムに補間しつつ動表示する変換転送回路、像の表示濃度スケールをリアルタイムに変換する濃度変換回路、表示像メモリ、ROIメモリ、グラフメモリ、文字メモリ、カラーレベル変換マトリックス、また操作や指示入力のためのキーボード、キーパッド、ライトペン、設定スイッチなどを備え、像の豊かな表示と親しみやすい操作系とによって使用者との緊密なマンマシンインターフェイスを形成する。

要約すれば、従来の通常の画像処理システムにおいては、図2.2aに示すごとく通常のコンピュータと周辺要素を主体的に用い、逐次的処理と静的2値的表示により機能を実現していたが、この専用システムにおいては図2.2bのごとく高速の画像メモリ、画像演算回路が機能実現の中心となり、その動作をコンピュータが制御することによって実用上の要請に耐える即時処理性を確保しているものである。



＜ 図2.2a 通常のコンピュータを中心とする 画像処理システム ＞



＜ 図2.2b 画像メモリ、画像演算回路を中心とする画像処理システム ＞

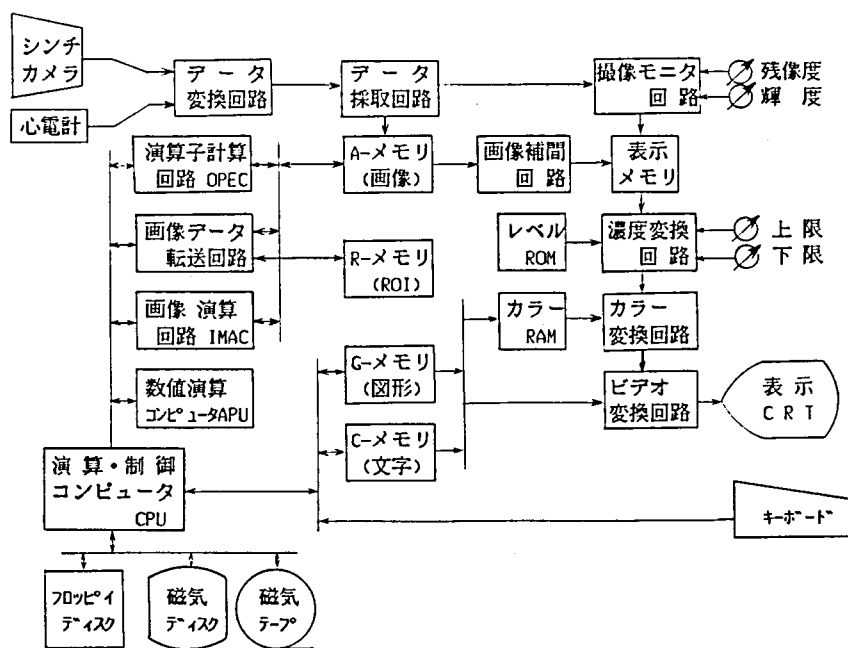
4) またソフトウェア体系においても、あとの章に詳述するように、かねてより開発してきた ユーザー指向形 高レベル言語 プログラム作成・運用体系 をさらに改良し具備して、システムの開発と発展のためのプログラム作成の容易さと、画像処理のための高速処理能力とを兼ね持たしめている。

5) そしてこれらを使い易い操作体系にまとめあげている。

以下に本装置の構成の詳細を述べる。

2.2 装置の構成

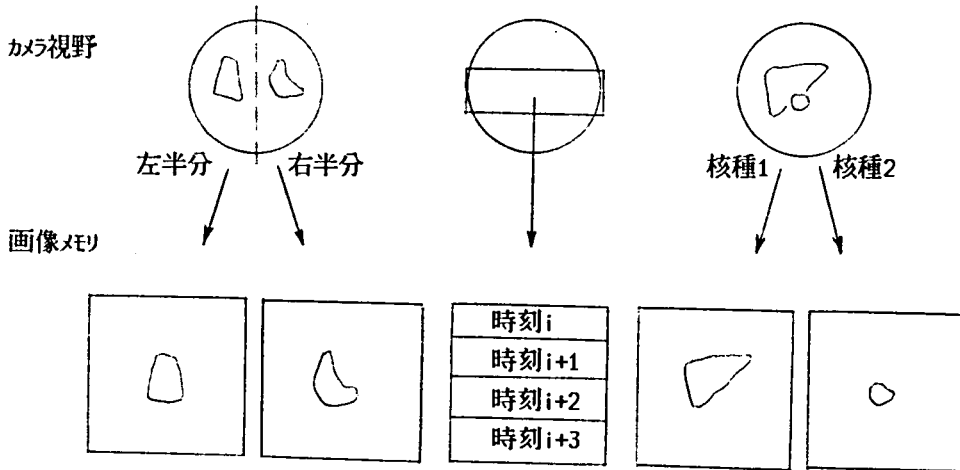
本装置は、概略構成を図 2.3 に示すように、多種のRAM(Random access memory)と高速演算回路を持ち、全体の動作を組み込みのマイクロコンピュータによって制御している。そして画像は多機能のカラー表示ディスプレイに表示される。各要素の主な機能を以下に述べる。



＜ 図 2.3 装置の概略構成図 ＞

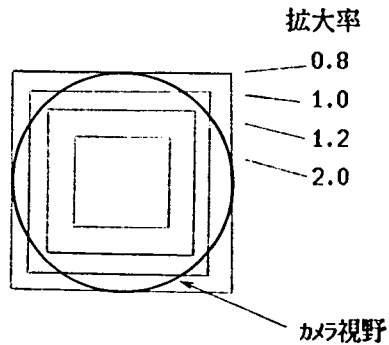
2.2.1 データ採取回路

シンチカメラからの RI イメージをカメラインタフェイスでAD変換し、64x64 または 256x256 のイメージモードまたはリストモードで画像メモリに収録する。また、視野分割採取、スライス採取、2核種並行採取など、図 2.4 に示すような採取法を用意している。



＜ 図 2.4 視野分割採取、スライス採取、2核種並行採取 ＞

またカメラ視野と画像メモリの領域との対応は、図 2.5 に示すように数種類が選択できるようになっていて、対象に応じた視野が選択できるようになっている。



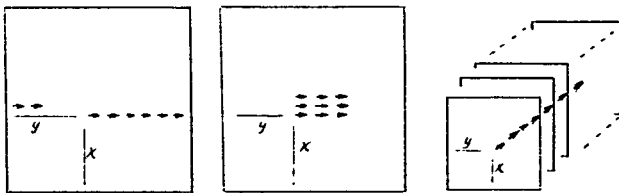
＜ 図 2.5 カメラ視野と画像メモリ領域の対応 ＞

ECGなどの生体情報は、ECGインターフェイスよりROIメモリ内の生体情報領域に収録され、またリストモードではリストデータの中にも収録される。高速画像データ採取は毎秒100枚までを可能にしている。カメラの1個のシンチレーションパルスの最小転送時間は $2.5\mu\text{s}$ にしてあり、数え落しのほとんどない高計数率データ採取を可能にしている。さらに計数補正回路も備えて数え落しを補正することができる。画像メモリへの書き込みは、FIFO(first-in first-out) LSI によるバッファ16段を通して行い、メモリでの取り合いを整理している。

2.2.2 画像メモリ (A-メモリ)

高速のランダムアクセス可能なLSIメモリで構成し、1語長を12ビットとし、最大2メガ語まで備えることができる。これは 64×64 画像(4K語)で512枚、 256×256 画像で32枚を収容できる容量である。両画像サイズを混在させてもよい。

画像メモリのデータを計算処理するために画像計算回路、演算子計算回路、演算・制御コンピュータがあり、それぞれ画像相互の演算、部分演算子と像全面との演算、非定形演算を担当する。画像メモリとコンピュータメモリとの間のデータ転送法には図 2.6 に示すような3種のモードが用意され、画像データの演算を容易にしている。



1次元モード 画像モード 時系列モード

〈 図 2.6 画像メモリとコンピュータメモリの間のデータ転送法 〉

2.2.3 画像演算回路 IMAC

画像どうしの高速演算をおこなう。すなわち一度の指令によって、つぎのような演算がいずれも15.2mSで実行される。

元の画像を $|S| = [s(x,y)]$

結果の画像を $|D| = [d(x,y)]$

と表わすと、

$$|D| = |S| + a = [s(x,y) + a]$$

$$|D| = |S| - a = [s(x,y) - a]$$

$$|D| = |S| * a = [s(x,y) * a]$$

$$|D| = |S| + |D| = [s(x,y) + d(x,y)]$$

$$|D| = |S| - |D| = [s(x,y) - d(x,y)]$$

$$|D| = |S| * |D| = [s(x,y) * d(x,y)]$$

ここに、 $s(x,y)$ 、 $d(x,y)$ はそれぞれの画像を構成する要素、 x,y はその座標($x=0-63, y=0-63$)、 a は定数である。

この計算を普通にソフトウェアで演算させると100—500mS 程度を要するので、20倍ほどの改善になる。

2.2.4 演算子計算回路 OPEC

この計算回路は、3x3のマトリックスになっている演算子を荷重として、1枚の画像のすべての画素(周辺部1行1列を除く)につきその周辺画素の荷重平均を求め、新しい画像とする。

すなわち演算子を $|W| = [w(i,j)]$, $i=-1,0,1, j=-1,0,1$ と

表わすと、対象画像 $|S| = [s(x,y)]$ は、次のように演算されて $|R|$ となる。

$$|R| = [r(x,y)] = [\sum_i \sum_j (s(x+i,y+j) * w(i,j))]$$

図 2.7 に示すように、演算子の内容を変えることによって、スムージング、微分、移動などを、64x64像の場合 22msでおこなうことができ、通常のプログラムによる場合の10~40倍ほどの演算速度が得られる。

平滑化	ラプラス	水平微分	垂直微分	水平移動	斜め移動
$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$

＜ 図 2.7 演算子の例 ＞

2.2.5 撮像モニタ

シンチカメラの像をCRTディスプレイにモニタ表示し、そのときの残像効果を制御する。

カメラが撮影している像は、監視の便のためにCRT ディスプレイにリアルタイムに表

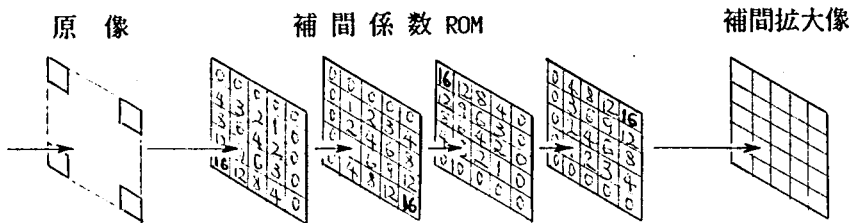
示できるようにしているが、カメラ信号を表示メモリにそのまま積算していくと、データのレベルが時間とともにしだいに上昇してしまい、また対象の動きを読み取ることが難しいので、表示メモリから常に一定値を減算して、残像効果を持たせた表示としている。

2.2.6 ROIメモリ

ROI(region of interest; 関心領域)を保持するRAMである。14個のROIが保持できる。64x64 または 256x256 の座標分解能の閉曲線で表わされる。ROIはライトペンまたはキーボード入力によりコンピュータのプログラム制御によって設定する。またROI 曲線の内側または外側の領域を0または1の2値表現で画像メモリに移す回路を持ち、このパターンを、画像計算回路の機能を用いて時系列画像データに連続演算して、時系列曲線への変換を高速におこなうことができる。

2.2.7 画像補間回路

画像メモリ内の64x64画素の像を、128x128像または256x256像で表示するために拡大する回路である。連続動態像を高速に動表示できるように、1枚当たり25ms(2倍に拡大のとき)で拡大変換できる能力を持っている。回路は図2.8 に示すように4個の5x5行列の荷重マトリックスを持ち、64x64像中のの隣接する4個のデータから256x256像へ拡大するときの中間画素の値を、荷重マトリックスの対応位置から荷重係数をひき出して荷重平均して求めるようにしている。



＜ 図 2.8 画像の補間拡大動作 ＞

2.2.8 表示メモリ

CRTディスプレイが表示すべき256x256サイズの画像データを保持し、ディスプレイのラスタ位置に対応するアドレスのデータを常に送り出しているメモリ回路である。

2.2.9 濃度変換回路

表示画像の各画素の濃度レベルを、指定の範囲(下限値、上限値が操作パネルのロータリースイッチにより与えられる)の階調が拡大して表示されるように、表示レベル 0 ~63に基準化する。すなわち、

$$L(i,j) = 63 * (D(i,j) - C_{low}) / (C_{up} - C_{low})$$

$$C_{up} = D_{max} * S_{up}$$

$$C_{low} = D_{max} * S_{low}$$

レベルが63以上になれば63に、負になれば0にする。

ここに、 $L(i,j)$: 座標 i,j 画素の表示レベル

$D(i,j)$: 同場所の原画像の値

D_{max} : 原画像データの最大値

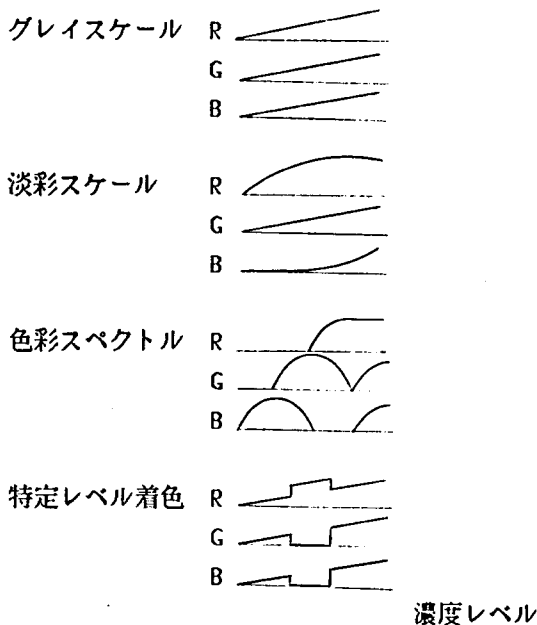
S_{up}, S_{low} : 表示上限、下限 (0~1.0)

実際の回路は上の演算をCRTディスプレイのラスタ走査に同期するため、1点当り0.3 μ sで完了させる必要があり、乗算LSIと減算回路、基準化シフト回路、基準化ROMや換算ROMなどの組み合わせで実現している。

2.2.10 カラー変換回路

濃淡画像を任意の色相スケールの疑似カラー表示とするために、濃度レベルを赤(R)、緑(G)、青(B) 3色の混色に変換する。

色相スケールを与えるカラーRAMの内容(64x3個のデータ)は、プログラムにより任意の組み合わせに書き換えることができ、図2.9のように濃度変化そのまま表示(R,G,Bとも0~63に単調に増加)、色彩スペクトルに対応(低レベルでBを大きく、中間でGを、高レベルでRを大きくする)、特定レベルのみ色付け(そのレベルだけR,G,Bの比率を変え、他のレベルでは単調増加)など、多種の表現を可能にする。



〈 図 2.9 カラー変換レベルのいろいろ 〉

2.2.11 グラフメモリ (Gメモリ)

表示CRTに描きたい図形(輪郭線や曲線など256x336の点の集りで表現される)を、画像データと別に保持するRAMである。16種の異なった色彩で表示できる。

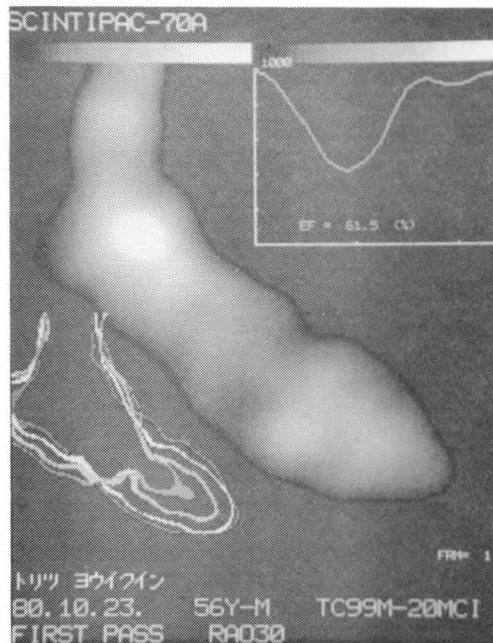
2.2.12 文字メモリ (Cメモリ)

CRTに表示する文字を保持する。CRT画面に48行x64字、計3072文字を表示できる。文字の種類は9x7ドット表現の数字、英大文字、記号、カナ、計128種が用意されており、ASCIIコードで表わす。これらを16種の色彩で表示できる。

2.2.13 表示CRT

表示CRTは、高分解能 低図形歪の3色ビデオ ディスプレイを用い、256x256画素の全面を表示するため、水平走査線を561本の飛び越し走査としている。これを縦型に実装して、正方形画像の上下に説明文字列を置くことができるようにした。

画面には図2.10 のように、表示メモリ、ROIメモリ、図形メモリ、そして文字メモリからそれぞれ送り出された像や図形、文字が重なって表示される。画像は表示サイズによって1画面に1,4,16枚の組み合わせで表示でき、そのうちの1面を動画像として表示することもできる。



＜ 図2.10 CRTディスプレイ表示画面の例 ＞

2.2.14 ライトペン

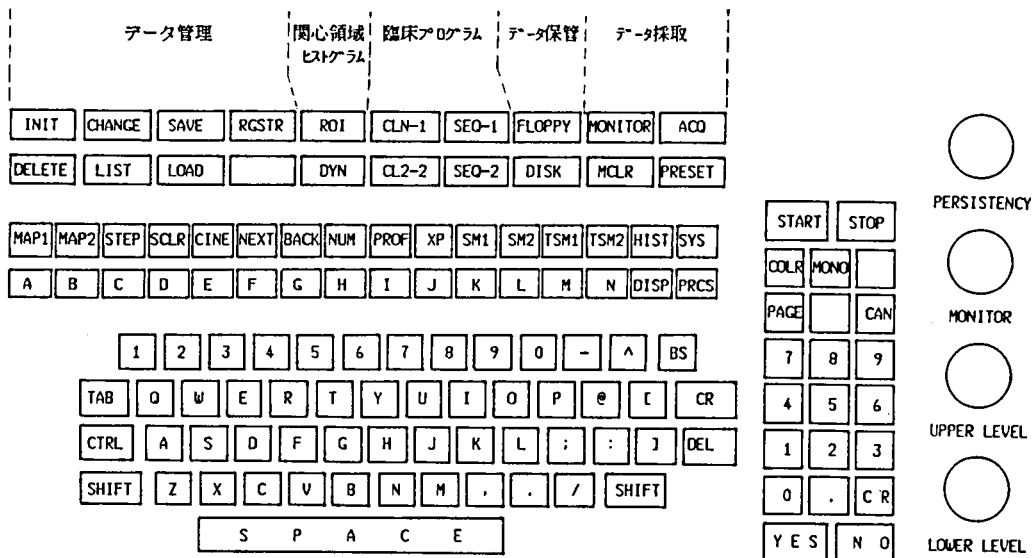
ROIを設定するなど、操作者がCRT画面上の位置を設定できるようにライトペンを付属させている。表示をフリッカモードとしておいて、ペンを画面に近づけるとペン先端の画面にスポットが現われ、これを望む位置に導いてからペンを管面に押し付けると、位

置を指定することができる。

2.2.15 キーボード

装置を操作するためのキーボードには、図2.11 のように多数の文字、数字のキー、ファンクションキー、設定ツマミなどが配置されている。よく用いる操作は ファンクションキーに割り付けてあり、ある状態で操作可能なキーには内部にランプが点灯するので、そのなかから望む動作を選ぶことにより操作を円滑に進めることができる。

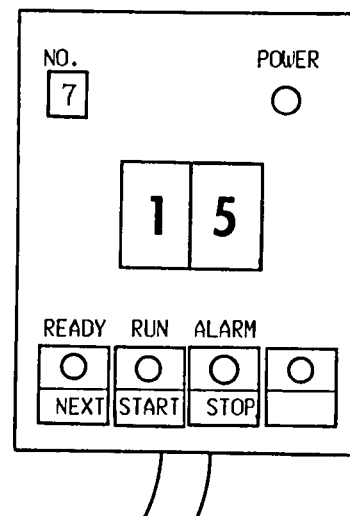
4個の設定ツマミは、2個をカメラモニターの残光性調節に、2個を画像濃淡レベルの調節に設けてある。



< 図 2.11 キーボード >

2.2.16 操作パネル LOP

測定のスタート、ストップは図2.12 のようなLOPによりカメラの近くで操作できる。LOPには2桁の数字表示とその値を選ぶスイッチがついており、あらかじめ設定した測定法の番号を選んで、本体側にかかわらず測定を進めることができる。



< 図2.12 操作パネル LOP >

2.2.17 演算・制御コンピュータ CPU

システム全体の制御運用をつかさどり、また画像プロセッサに依れない演算をおこなうために、16ビット並列方式のマイクロコンピュータ(Texas Instruments製;TMS-9900)が備わっている。64Kバイトの内部メモリを持ち、外部メモリとしてフロッピーディスク2台を備える。CPUと各種の内部、外部メモリとは高速にデータが転送できるように、DMA方式で結合されている。演算速度を上げるため、CPUチップに乗除算回路が内蔵されているほか、次項に述べる浮動小数点演算回路を含んだ数値演算専用協同プロセッサを併置することができる。

2.2.18 数値演算用 協同プロセッサ APU

16ビット並列マイクロプロセッサ(INTEL製; 8086+8087)とプログラムROM、データRAM、さらにLSI回路による浮動小数点数の関数までを含んだ高速演算回路を備えた、数値演算専用の協同プロセッサを組み込むことができ、CPUからDMA転送により渡された配列データに対してまとめて大量の数値演算をおこなうものである。ECT (emission computed tomography) における逆投影復元法のような多量・高精度の計算課題に大きな効果をあげる。

2.2.19 外部データメモリ

多量の画像データを、一時的に保管するために、磁気ディスクメモリ(ウインチェスタ形 20~40Mバイト)、また恒久的に保存するために、磁気テープ(9トラック、2400フィート)が接続できる。磁気ディスクには64x64像1700~3750枚が保管でき、1枚あたり0.1秒でCPUメモリと送受できる。磁気テープには同像を0.2秒/枚で送受でき、1個のリールに3000枚を収容できる。

2.2.20 上位コンピュータ結合回路

上位コンピュータ、あるいは核医学高能力コンピュータ SCINTIPAC-1200、同 2400やX線CT装置と結合し、相互に画像データをDMA方式で転送し協同してデータ処理をおこなう機能を備えており、これによって相互の機能を活用しあい、大きな規模のデータ処理に効果を上げることができる。

2.3 まとめ

高速に核医学画像データ処理をおこなう装置として具備すべき基本的要件を明らかにし、その概構成を述べた。

このようにこの装置は、512枚の画像を収集しランダムにアクセスできる画像メモリと、ROIメモリ、表示メモリ、曲線メモリ、文字列メモリ、カラー指定メモリなどの機能別メモリを備えており、これに各種の形態でシンチカメラや心電計のデータを採取するデータ採取回路、画像データの高速処理のための各種の画像や情報の転送回路、演算子計算回路、画像演算回路、協同プロセッサなどの回路群を付加し、また画像の補間拡大、濃度変換、カラー変換などを高速に自動的におこなう多機能のディスプレイ、単純な操作で全動作を制御できるファンクション キーやライトペン、LOPなど、結果を理解

しやすく表示するための、またこれらの操作を簡便に行うための、多数のくふうをほどこしている。多量の画像データを保管するために、磁気ディスクや磁気テープなどの外部メモリが付加できる。

全体の動作は、組み込んだマイクロコンピュータにより制御しそのプログラムを各種準備することによって広範囲のデータ処理ができるようにしてある。以上の構成の上に後述するソフトウェア体系が載って、高度のデータ処理系を実現している。

次の第3章に、装置の操作とそれに従う動作の体系を述べ、ソフトウェア体系を第4章に詳述する。

第3章 装置の操作および動作

3.1 はじめに

核医学データ処理装置が実際の医療診断の場で実用されるためには、多数多種の機能を必要とする。そしてそれらの機能が検査者の意にしたがって円滑に操作でき、動作しなければならない。本章は、これら機能をいかに用意すべきか、そしてそれらをいかに操作できるようにしておくべきか、という問題を論ずる。

この装置 "SCINTIPAC-70A" の動作は、操作者との、CRTディスプレイとそれに付着させたキーボードとを介した対話形操作により進行する。動作する項目は大別して、データ採取、データ処理、関心領域(ROI)設定、時系列曲線取り扱い、データ表示の主要動作と、それをもとにした臨床データ解析、これらの動作を支えるデータ管理、データ保管などに分類され、それぞれに属する個々の動作プログラムとキーボードのファンクションキーとが図3.1に示すように対応づけられている。すなわち操作者が望む動作は、対応するキーを選んで押すことにより開始され、その動作がさらに細部指定を必要とするときにはCRT画面に質問文が現われ、それに答えてさらに数字キーやファンクションキーを押すことによって進行していく。

日常、定形的な臨床検査を実施する場合の一般的な過程は、検査対象に対応したモードでデータ採取をおこない、適当な像を表示させて関心領域を設定し、その領域の時系列曲線をとりだして、臨床データ解析機能により医学的情報を抽出し、結果を診療部門に報告する、という流れである。これらのなかの手順の決まったルーチンは、連動作(シーケンシャル プログラム)として1操作にまとめられる。また實際上、採取したデータは検査技術者により充分に確かめられ吟味されなければならないから、各種のデータ表示やデータ処理の動作が必要になり、また採取したデータを管理しさらに外部に保管するための機能が求められる。

さらにシステムの開発、改良、管理、保守のための動作が備わっているが、これについては後章に述べる。

このようなコンピュータシステムの、操作方式をいかに選ぶかは、実用システムの設計において重要な課題である。現在よく用いられている方式として次のようなものがある。

- | | |
|--------------|----------------------------|
| 1) 動作コード入力方式 | 動作名を短縮した英字コードを入力する。 |
| 2) 選択子指定方式 | CRT画面に次の動作を羅列して、その番号を入力する。 |
| 3) 設定盤方式 | 特別の設定盤を設計して用いる。 |

いずれも一長一短があり、1)の動作コード入力方式はシステム製作者にとって動作群の改廃が容易であるが、操作者にとってはすべての用意された動作とそのコード名を暗記する必要があり、便利な方式とはいえない。しかし熟練した操作者にとっては手早く扱える利点がある。2)の選択子指定方式は、操作容易ながらやや冗漫な動作となり、また機能の追加、変更には複数の関連するプログラムを修正する必要がでてくる。3)の設

定盤方式では、限られた少数の操作を手早くおこなうには適しているが、機能が多くなれば設定盤が大がかりになり、また機能変更にも追従しがたい。

この装置に採用したファンクション キーボードを用いる方式は、上の2)、3) を併用したものとも考えられ、動作を選択するときのおおまかな項目あるいは多用する項目はファンクション キーに割り当てて、キーボード上の位置を手掛かりに選別できるようにし、そのなかを細分した動作は、CRT画面につど現われるキー対応表を手掛かりに、副ファンクション キー[A~N]を選ぶことによって続ける、というようにして、動作選択が手早くまた困惑せずにおこなえ、また動作体系の改良や拡張にも容易に対応できるように配慮したものである。

以下、実用の装置に必要な動作体系を解析し設計するために操作との対応をやや詳しく述べる。この節で[]はファンクション キーを示し、それに続く英文は各キーの選択にしたがってCRTに表示される文章である。

区分	ファンクションキー	動作	区分	ファンクションキー	動作
データ	[PRESET]	測定法 準備	心臓	[CLN-1]	[A] 容積曲線、駆出率、機能図など表示
採取	[ACQ]	測定 開始	機能解析	[B]	8分割 局所心容積変化 解析
	[MONITOR]	カメラ像 表示		[C]	心拍出量ほか算出
	[MCLR]	モニター停止		[D]	シャント率ほか算出
データ	[PRCS]	像 変形、微分、移動、背景減算		[E]	初循環イメージ編集
処理	[SM1]	平滑		[F]	初循環駆出率 算出
	[SM2]	平滑(加算のまま)		[H]	心筋 容積変化曲線
	[TSM1]	時間軸平滑		[I]	心筋 局所 容積変化曲線
	[TSM2]	時間軸平滑(加算のまま)		[J]	心筋 ラジアル計数値曲線
データ	[DISP]	表示するデータを指示		[K]	心筋 指定部 計数値曲線
表示	[MAP1]	表示枚数(1,4,16)の切換え		[L]	リアルタイム心機能モニタ
	[MAP2]	1枚を拡大して表示	臨床	[CLN-2]	[A] レノグラム曲線 解析
	[STEP]	表示像の順序間隔をあける	診断	[B]	腎 血流量(RBF) 算出
	[SCLR]	表示像の順序間隔をつめる		[D]	肝 クリアランス値 算出
	[CINE]	動画像表示		[E]	肝 摂取率 算出
	[NEXT]	表示フレームを進める		[G]	甲状腺 摂取率 算出
	[BACK]	表示フレームを後退させる		[H]	甲状腺 TC10率値 算出
	[NUM]	指定部の計数値を数値で表示		[J]	骨 摂取率 算出
	[PROF]	指定部の計数値を曲線で表示		[L]	脳循環 解析
	[EXP]	指定部を2倍に拡大して表示			
関心領域	[ROI]	[A] 設定(ライトペン)	ECT	[ECT]	多層断層像 撮影
		[B] 設定(キーボード)	連動作	[SEO]	[A~L]一連連動作
		[C] ROI内の面積、計数値、平均値	データ	[INIT]	すべての画像とROIの消去
		[D] 複数のROIを表示	管理	[DELETE]	指定患者データの消去
		[E] 等高線によりROIを設定		[LIST]	全データの患者情報を表示
		[F] 消去		[SAVE]	取扱い中のデータを一時退避
		[G] 移動		[LOAD]	退避したデータの復帰
		[H] 時系列曲線の作成		[RGSTR]	取扱い中のデータを複製
		[I] 全ROI 消去		[CHANGE]	取扱い対象データを変更
		[J] ROI外側のデータを消去	データ	[FLOPY]	[A] 指定データを外部メモリへ保管
時系列	[DYN]	[A] 全ROIにつき時系列曲線 表示	保管	[DISK]	[B] 保管データをメモリへ取出す
曲線		[B] 指定ROIにつき時系列曲線 表示		[CNT]	[C] 保管データのリストを表示
		[C] 対数化表示			[D] 外部メモリ保管データの全消去
		[D] 平滑化	システム開発	[SYS]	システム開発、管理、保守
		[E] 多項式近似			
		[F] 指数関数近似			
		[G] ガンマ関数近似			
		[H] 2コンパートメント近似			
		[I] 曲線積分			
		[J] 曲線微分			
		[K] 計数値表示			
		[L] 摂取率算出			

図 3.1 核医学データ処理装置 SCINTIPAC-70A のプログラム 体系

3.2 データ採取

3.2.1 データ採取モードの種類

カメラ像を採取するためにつぎのようなモードの機能を用意している。

1) タイムフレームモード

1.1) ノーマルタイムフレームモード

時系列連続動画像を採取する。

1.2) 1回ポーズモード

心拍出量測定のように最初の測定ののち、一定時間をおいて測定を再開するときに用いる。

1.3) マルチポーズモード

肝臓など静止像を、体位を変えて数枚測定するときに用いる。

2) マルチゲートモード

心電図を介して心臓の拍動のある位相(ゲート)像を測定する。

2.1) ノーマルマルチゲートモード

心電図ゲート像を測定する。拍数、サンプリング時間などを指定する。

2.2) 心筋モード

心筋静止像をいくつかの方向から採取する。心電図R波間を3分割し比較的動きの少ない最終部のみを積算する。

以上のモードではさらに2核種同時採取、視野分割採取が併用できる。また以上のモードではデータ採取中に他の動作(データ処理、表示など)を並行して進めることができる。

以下の採取法は臨床的データ解析と密接に結び付いており、データ採取動作はそれぞれの臨床診断プログラムのなかに組み込まれている。

3) マルチバツファ マルチゲート モード

不整脈部を除去した心拍動の動態像を測定する。

4) リアルタイム駆出率モニタリング

心動態像を連続して測定しリアルタイムに解析して、心臓の駆出率を刻々に算出しトレンドカーブとして出力する。

5) リスト モード

カメラのデータを時系列座標リストとして採取する。

6) スライス採取モード

ECT(emission computer tomography)のデータ採取において多向投影データをメモリに効率よく収集する。

データ採取を操作するために、以下に述べるような4組のファンクション キー [PRESET], [ACQ], [MONITOR], [MCLR]を用意している。

3.2.2 採取条件の設定

[PRESET] ACQUISITION CONDITION

データ採取条件を設定する。待機状態において[PRESET]キーを押すと下のようなメニューがCRTに表示され次のキー指示を待つ。

*** ACQUISITION CONDITION ***	
C...CREATE	(サクセイ)
D...DELETE	(サクジョ)
I...INITIALIZE	(ショウキョ)
L...LIST	(ヒョウジ)
M...MODIFY	(シュウセイ)
CR...RETURN	

[C] CREATE : 上のメニューに対して[C]キーを押すとつぎつぎと現われる質問に対して指示を続けることにより図3.2 に示すような採取条件の一つのセットが作成され、4文字の条件名で代表してコンピュータ内に50個まで登録される。

0.NAME (条件名 略号 4文字)		
1.MODE1	.1.TIME FRAME	.2.GATE
2.MODE2	..1:NORMAL	..1:NORMAL
	..2:SINGLE PAUSE	..4:MULTI-PAUSE
	..3:MULTI-PAUSE	
3.SIZE	.1:64x64	.2:256x256
4.NO. OF FRAMES-1	(1.1.1)	(1.2.1)
(NO. OF PAUSE)	(1.1.3)	(1.2.4)
5.NO. OF FRAMES-2	(1.1.2)	
(NO. OF FRAMES/PAUSE)	(1.1.3)	(1.2.4)
6.INTERVAL (Sec.) (mSec.単位の場合は負の値を入れる)		
7.PAUSE TIME (Sec.)		(1.2.X)
8.NO. OF BEATS		
9.ZOOM RATIO (1, 0.8, 1.2, 2)	(カメラ視野 拡大率)	
10.DOSE (mC, μ C)	(投与 線量)	
11.ISOTOPE (8文字)		
12.VIEW (4文字)		
13.COLLIMATOR (2文字)		
14.REMARK (20文字)		

< 図 3.2 データ採取パラメータ >

- [D] DELETE : 登録されている条件から、指示された条件名のものを削除する。
 [I] INITIALIZE : すべての採取条件を消去する。
 [L] LIST : 登録してあるすべての条件名を表示する。
 [M] MODIFY : 指示した条件名の現内容が順に表示され、必要部分を修正できる。

3.2.3 データ採取

[ACQ] DATA ACQUISITION

待機状態において[ACQ]キーを押すとデータ採取動作に入っていく。まず登録してある条件名すべてを表示するので、そのうちの一つを4文字で指示する。ここで条件の一部を修正することもできる。ついでカメラがとらえている画像をCRTに適当な残光性を持たせてモニタ表示し、LOPのREADYランプを点灯する。カメラの位置決めなどを確認したのち、LOPのSTARTボタンを押せばデータ採取を開始し、画像データが採取条件にしたがって画像メモリに集積される。CRT画面にはモニタ像が表示され続けており、また採取時間や枚数を表示する。ゲート モードのときにはさらに心電図波形、R-R間隔ヒストグラムなどもあわせ表示する。指定時間が経過すれば測定は完了するが、それ以前にLOPのストップ ボタンを押してもよい(このときコンピュータ内部ではデータのつながりをむじゅんなく処理する動作が必要となる)。ポーズが入るモードでは測定がいくどか繰り返される。

ノーマル ゲート モードのときは、測定終了後、脈拍周期の変動による各ゲート像の

積算枚数の不揃いからくるデータ量変動を自動的に補正する。

採取のスタート前後にかかわらず[RETURN]キーを押すと、採取動作は続行しながらプログラムは待機状態に戻り、データ採取と並行して、他のデータ処理をおこなうことができるようにしている。

3.2.4 カメラ像のモニタ

[MONITOR] : モニタ表示を開始する。

[MCLR] MONITOR CLEAR : モニタ表示を停止する。

3.2.5 データの保管

採取したデータは画像メモリのなかに保管される。データの識別のために番号（便宜的に「患者番号」と呼ぶ）が付けられ、以後この番号および必要があればそのなかのフレーム番号によって取り扱われる。操作者はデータが実際に保管されているメモリブロックの場所を知る必要はない。おのおののデータには、採取条件設定のときおよびデータ採取のときに指定した情報を「患者情報」と呼んで付加させておき、以後のデータ取り扱いを便にしている。

3.3 データ処理

データ処理の機能として用意しているのは、画像の平滑、微分など像を見やすくするための処理、背景減算、像の変形(必要部分の切り出し)など基本的なもののいくつかである。

データ処理動作は、現在CRT画面に表示されている画像を含む一連のデータに対しておこなう。処理によって原データは変形されるので、必要な場合には、データを退避しまた復元する[SAVE], [LOAD]、あるいは複製する[RGSTR]がある。

3.3.1 平滑化処理

[SM1]は、下の荷重係数計算により画像を空間的に平滑化し、画素間の変動を小さくする。[SM2]はおなじ計算でただ16で除す基準化を行わないので、低計数値の像では階調が増加して滑らかに見える効果がある。

$$\begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline 2 & 4 & 2 \\ \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline \end{array} \quad R(i,j) = [\quad S(i-1,j+1)+2*S(i,j+1)+ \quad S(i+1,j+1) \\
 \quad \quad \quad +2*S(i-1,j) \quad +4*S(i,j) \quad +2*S(i+1,j) \quad \\
 \quad \quad \quad + \quad S(i-1,j-1)+2*S(i,j-1)+ \quad S(i+1,j-1) \quad]/16$$

[TSM1]は、下の荷重計算により、時間的に変化する画像列の同位置画素間で平滑化計算を行ない、時間的変動を抑制する。[TSM2]では基準化のための4による除算をしない。

$$\begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline \end{array} \quad R(t) = [\quad S(t-1)+2*S(t)+S(t+1) \quad]/4$$

3.3.2 画像処理

[PRCS](processing)キーより、いくつかの画像処理動作が選択される。

キー[A]にてZOOMプログラムが起動し、原画像の任意の指定部分(底辺の両端2点をライトペンで指定する)を切り出して新しい画像とする。画素の座標の一致しないところは近傍4点より直線的に補間して新画像の計数値を定める。

キー[B]による微分プログラムは時系列画像の時間軸微分像を作成し、変動部分を強調した画像を提示する。

キー[C]は画像移動プログラムを起動し、画像の画素単位での上下左右への移動、または左右、上下、ななめ方向の反転(裏返し)、あるいは90度回転をおこなう。これはふたつの画像の重ね合わせなどに用いるものである。

キー[D]は補間背景減算をおこなう。心筋の像を強調するためによく用いられ、対象像を囲んだ長方形の対辺を結んだ直線上の値(上下対辺と左右対辺よりそれぞれ求まる値の平均値)を背景データと仮定して対象像の計数値から差し引くものである。

3.4 データ表示

保持している画像データをCRTディスプレイに表示する各種の機能はしばしば用いられるので、機能ごとに独立したファンクション キーを設けている。

3.4.1 表示するデータの交換

[CHANGE]キーを押すと、これから表示しかつデータ処理の対象とするデータ番号(患者番号)を質問してくるので、番号を入力するとそのデータのNAME,REMARK,FRAMES,SIZE,TYPE,DATA を表示し、また画像の最初の16枚を表示する。さらに DATA IS OK? と確認を求めするので、[YES]または[NO]キーにより答える。[NO]であればこの動作の最初に戻る。

3.4.2 データの表示

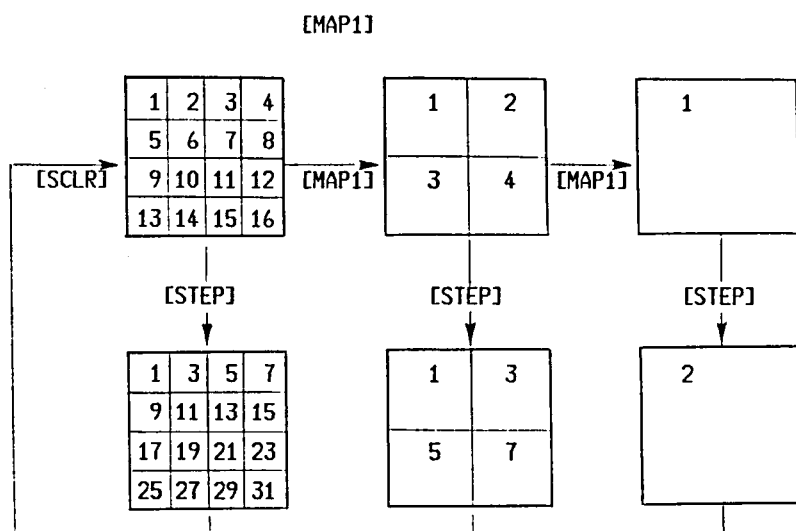
表示されている画像の患者情報はCRT上部に図3.3 のように常時表示されている。

患者番号		核 種		投与量		体位		日付
↓ フレーム数		↓		↓		↓		↓
1	25	30MSEC	TC-99M	20MCI	RAO	82.8.13		
64*64	2047	← サイズ, MAXカウント						
S. TAKAHASHI FIRST PASS STUDY								
↑		↑						
名 前	備 考							

< 図3.3 患者情報の表示(下線部) >

[MAP1]キー、[STEP]キーは、64x64データのときにCRTに表示する枚数、サイズ、表示間隔を図3.4のごとく変更していく。[MAP2]を押し、16枚表示された画像のどれかをライトペンで指示するとその像が2倍に拡大されて管面右下に表示される。

[NEXT]キーにより続いた画像を表示する。[BACK]キーはこの逆をおこなう。



＜ 図3.4 枚数、サイズ、表示間隔の変更 ＞

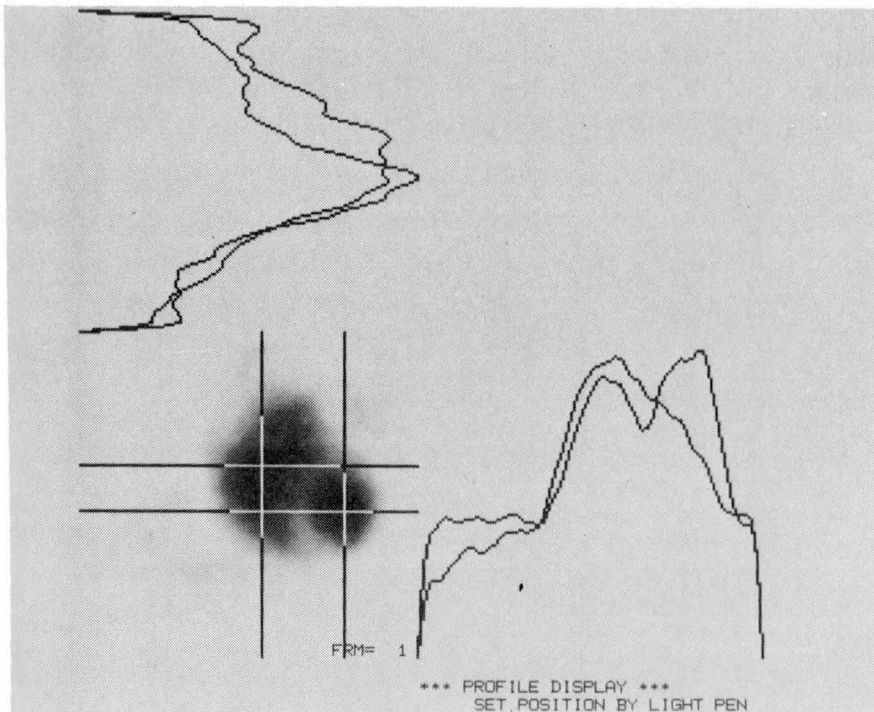
3.4.3 動画表示

[CINE]を押すと一連の画像(128x128像)が順にくりかえし表示され、動画像として観察できる。同キーを押すごとに表示速度を 15枚/秒、30枚/秒、1枚おきに30枚/秒の3段階に順に変えることができる。動画表示は[RETURN]キーで止る。動画表示により対象の動きや流れが容易に観察でき、また位置上の比較をしやすく、診断上に有効な機能である。

3.4.4 補助的表示

画像を構成するデータを数値として知りたいときには[NUM]キーを用いる。ディスプレイ上には文字数の制限により像の一部をしか表示できないから、必要部分をライトペンにより指示しておこなうようにしている。動作は繰り返しておこなえる。終了するには画像以外の部分をライトペンで押える。

[PROF](profile)はライトペンで指示する線上の計数値曲線を図3.5のごとく表示し、濃度表示ではよく認められない計数値の変化を理解しやすくする。



＜ 図3.5 計数値曲線のプロファイル表示 ＞

3.5 関心領域 ROI の設定

採取した臓器像のなかの関心領域を定める操作はデータ処理のなかで重要な機能であるので、さまざまなくふうをこらして、操作を便ならしめている。設定したROI部分の大きさや数値を知ったり、その部分の時系列曲線を求め解析したりするためにおこなうものである。

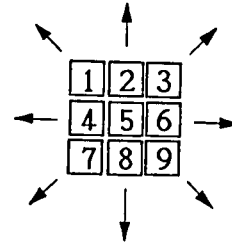
ROI設定などの操作はつぎのメニューにしたがって分岐する。

```

*** ROI PROGRAMS ***
A: SET ROI BY LIGHT-PEN
B: SET ROI BY KEY
C: CALCULATE ROI
D: DISPLAY ROI
E: SET ROI BY CONTURE
F: RESET ROI
G: MOVE ROI
H: MAKE HISTOGRAM
I: INITIALIZE ROI
J: CLEAR BACKGROUND
  
```

キー[A]により起動する動作はROIをライトペンを用いて設定する。ライトペンは、内部にホト ダイオードとスイッチを備え、CRT画面にちかずければペン先位置の画面にスポットが現われ、この点の座標がコンピュータに送られる。望む位置でペンを管面に押し付けば内蔵スイッチが閉じて特定位置をコンピュータに指示することができる。CRTに表示されている対象画像を観察しながら、設定しようとするROIの始点をペンで押えて指定し、ついでペン先のスポットをROI周辺に歩ませて、最後にまたペンを押せばその点と始点とが直線で結ばれてROI設定を終る。

[B]ではキーボードの操作によりROIを作る。画面に現われる十字カーソルを数字キー1~9により図3.6のように方向を与えて曲線を描いて行く。始点はスペース キー、終点はリターンキーにより与える。



〈 図 3.6 カーソルの方向づけキー 〉

ライトペン法は手先の器用さを要するが ROI の設定が手早くでき、キー操作法は確実に設定できるがややめんどろさを感じさせる。

ROIは全部で14個設定でき、A~Nまでの1文字の名前を付けて識別する。

[C]は、設定されている全ROIにつきそれぞれの面積、積算計数値、同平均値を数値で与える。

[D]による動作は設定されているROIのうち名を呼ばれたものを画面に表示する。この状態に続いてROI設定動作に移れば、すでに設定したROIと関連させながら、あるいは下書きとしたROIの上に、新たなROIをたやすく描いていくことができる。

[E]等高線によるROI設定動作は、計数値が指定の範囲に入っている画素を集めて一つのROIとする。指定範囲は上限値、下限値を画面の最大計数値に対する百分率で与える。上下限値の与え方によって臓器像の中心部、周辺部、あるいは中心部以外を選ぶことができる。対象によっては複数個のROIができることがあるが、不要のものを消去する指定ができる。

[F]の動作は、ROI A~Nのうち不要なものを指示して消去する。

[G]はROIの移動、すなわち既設定のものと同形のROIを、ライトペンで指示する別の場所に追加する。

[H]ではROI部の時系列曲線(ヒストグラム)を作成する。すなわち一連の時系列画像の並びについて、指定のROIに含まれる計数値を単位画像ごとに積算して、計数値の並びである時系列曲線を作成する。得られた曲線は、CRTに表示するとともにROIの名前に対応したメモリ領域に収納され、あとの曲線解析プログラムに供する。

[I]は全ROIを消去する。

[J]では画像上の指定ROI部分以外の領域の計数値をゼロにクリアする。

以上のようにROIの取り扱いはこの装置の重要な部分であり、また操作者と装置とが緊密な関係をもたなければならないところなので、くふうをこらし改良を加えて、便ならしめているところである。

ROIを設定することは、操作者(その人の役割をさらにいえば、「読影」という判別

しがたい対象像からそのなかの関心部の存在を読み取ろうと努力を傾ける人)が、画像上の特定区域を選別しその区域を明示する行為である。ここにおける困難は、1には読影者が「関心領域」を画像上に読み取る読影技術であり、2にはその区域を設定する、すなわち機械に伝える手法である。第一の困難に対して、いかに画像を、区域が識別しやすいように見取りやすく表示するか、第二の課題にたいして、いかに人が支障を感じず思うままに(すくなくとも思いに逆らわず)操作をさせうるかという問題がつきまとう。

前者について、まず画像の表示技術に努力を集めなければならない。それはまず、原対象にできるだけ忠実な、すなわちノイズの少ない、階調に富んだ、分解能にすぐれた画像の検出ならびに表示である。しかしこれらには現実上の成約が大であるがゆえに、それでは、ノイズが目立たない、特徴を強調せしめるデータ処理技術、そして表示技術を加える。前者はまっとうな工学的追及であり、検出系、変換系への改善の努力がこれを象徴する。そしてそれらの及ばないところをデータ処理技術が補い、認識効果をたかめる術を追及する。ノイズ分を抑制する平滑化、変化部分を強調して示す微分像、視覚における階調認識能力を補い強める疑似カラー表示、など。しかし初めの追及がまずなされるべきであって、しかるのちにデータ処理・表示技術がこれらを補うものであり、過ぎればかえって人による識別を誤らせるおそれはあるが、適切な処理・表示技術は見過ごすかもしれない病状をかいま見せ、不明瞭な辺縁を読み取りやすくする。

3.6 時系列曲線の処理

ファンクション キーの[**DYN**]を押せば時系列曲線をデータ処理する次のようなプログラム メニューの選択に入る。

*** HISTOGRAM PROCESS & DISPLAY ***

[A] ALL HISTOGRAM DISPLAY

全曲線(A~Nの14本)を表示する。

[B] DISPLAY ONE HISTOGRAM

指定された1本の曲線を表示する。

[C] LOG DISPLAY

曲線の縦軸を対数目盛りにして表示する。

[D] SMOOTHING

曲線を平滑化(5点荷重平均)して表示する。

[E] POLYNOMIAL APPROXIMATION

5次多項式により曲線を近似し、係数と近似曲線を表示する。

[F] EXPONENTIAL APPROXIMATION

曲線の指定部分を指数関数 $F(t) = C \times \exp(-A \times t)$ に近似する。

[G] GAMMA FUNCTION

曲線の指定部分をガンマ関数 $F(t) = C \times t^a + \exp(-t/b)$ に近似する。

[H] TWO COMPARTMENTS ANALYSIS

指示した変曲点の前後の時定数を求める。

[I] INTEGRATE

曲線の指定部分を積分する。

[J] DIFFERENTIATE

微分曲線を描く。

[K] READ COUNT

カーソルで指定した部分の時刻と計数値を表示する。

[L] UPTAKE ANALYSIS

指定部分の摂取率($T-1/2$)を求める。

以上のようなヒストグラムの処理プログラムは、採取したデータの子備的検討や研究のために主として利用されるものであり、臨床上の定形的データ処理法は、「臨床診断プログラム」として別機能にまとめられている。

3.7 データの管理

すべての測定データはそれぞれに図3.7に示すような「患者情報」を付けて画像メモリおよびフロッピー ディスク メモリに収録されている。

0	全フレーム数	32	年
1	開始アロク	33	月
2	サイズ	34	日
3	最大値	35	
4	核種数	36	
5	DOSE-1	37	核種
6	DOSE-2	38	
7		39	
8	採取モード-1	40	体位
9		41	
10	フレーム数-1	42	コリメータ
11	フレーム数-2	43	性別
12	インターバル	44	
13	ポーズ時間	45	
14	レートダウン率-1	46	名前
15	レートダウン率-2	47	
16	拍数	48	
17	採取モード-2	49	
18	採取モード-3	50	
19	拡大率	51	
20	数え落しデータ可	52	
21	数え落し補正	53	
22	巡回データ	54	
23	リスト形データ	55	REMARK
24	タイア (カメラ、心拍、ゲート)	56	
25	後始末フラグ	57	
26	フレーム カウント	58	
27	外部転送フラグ	59	
28		60	
29	大きさ	61	
30	ステップ	62	
31	現表示フレーム	63	

〈 図3.7 患者情報 〉

[LIST]は画像メモリにあるデータの一覧表を表示する。[DELETE]によりその1個を、また[INIT]によりそのすべてを消去する。

3.8 データの保管

測定データはフロッピー ディスク メモリに書き込んで保管し、また画像メモリ上に再現することができる。

[FLOPY]キーにより保管動作が始まる。

[A] MEMORY TO DISK: 患者番号を指示するとディスクへの書き込みがおこなわれる。ディスク内データにはメディアごとに1から始まるディスク内患者番号が付けられる。書き込みと同時にデータの確認(read after write)をして完璧を期している。1枚のメディアには計62ブロックまでの複数組の画像を収容できる。

[B] DISK TO MEMORY: ディスク患者番号を指示するとディスク内画像データが画像メモリ内の既存データのうしろに新たな患者番号を付けて転送される。

[C] DISK INFORMATION: メディア内のデータのリストを表示する。

[D] DISK INITIALIZE: 新メディア または内容の不要になったメディアを初期化する。

3.9 臨床データ処理

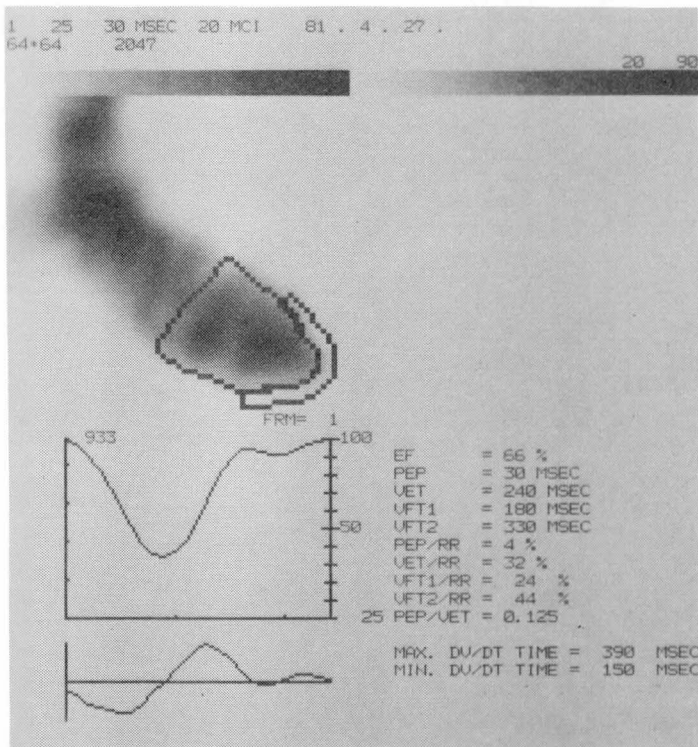
人体内のいろいろな臓器や流れの機能を解析し臨床診断に活用するために、多くの核医学的測定データ処理法を開発し装置に組み込んでいる。これらを便宜上、心機能解析[CLN-1]とその他の臓器機能解析[CLN-2]に分けている。

3.9.1 心機能解析

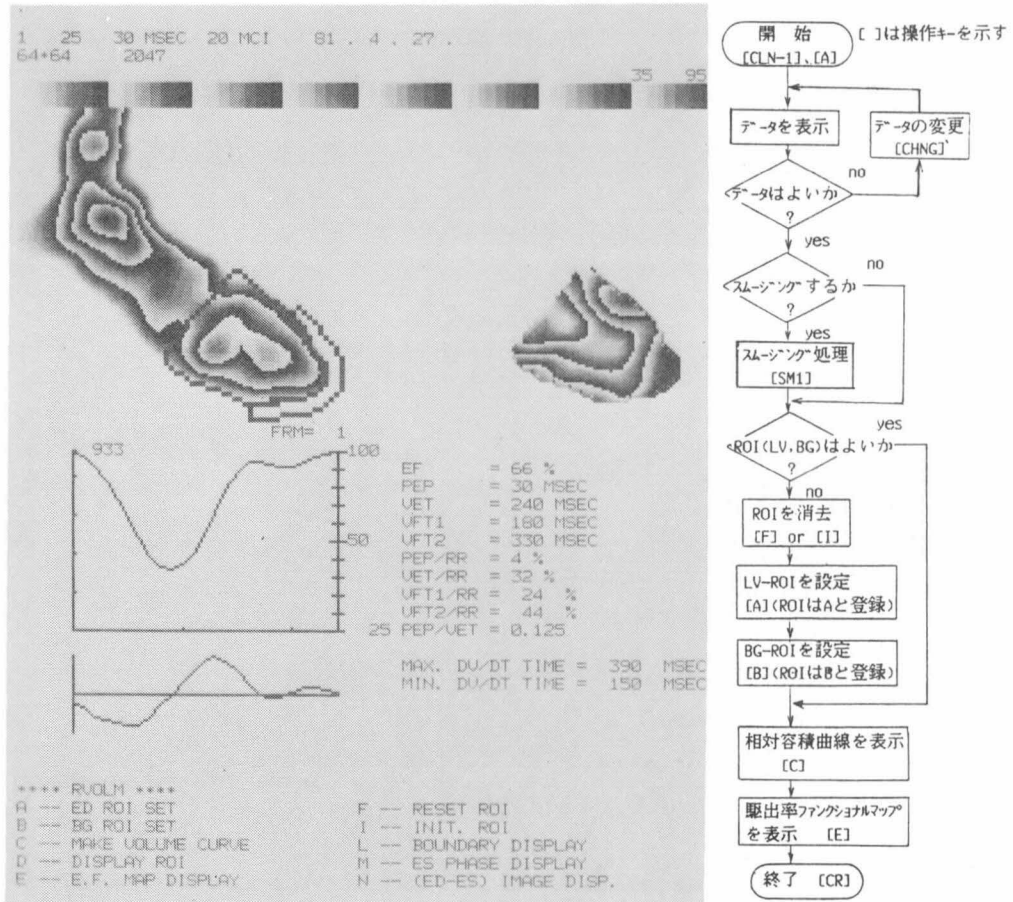
[CLN-1]キーにつづいてキー[A]～[K]のどれかを押すことより、各種の心臓機能を測定するプログラム群が選択される。

[A] RELATIVE VOLUME CURVE CALCULATION

心室容積変化曲線を作成し、またその解析から心駆出率、駆出率ファンクショナルマップなどを算出し表示する。対象とする測定データは第1回循環あるいは平衡時の心プール ゲートモード イメージ。測定間隔は 20～50mSecが適当である。処理結果の一例を図3.8、図3.9に、処理操作のフローを図3.10に、示す。



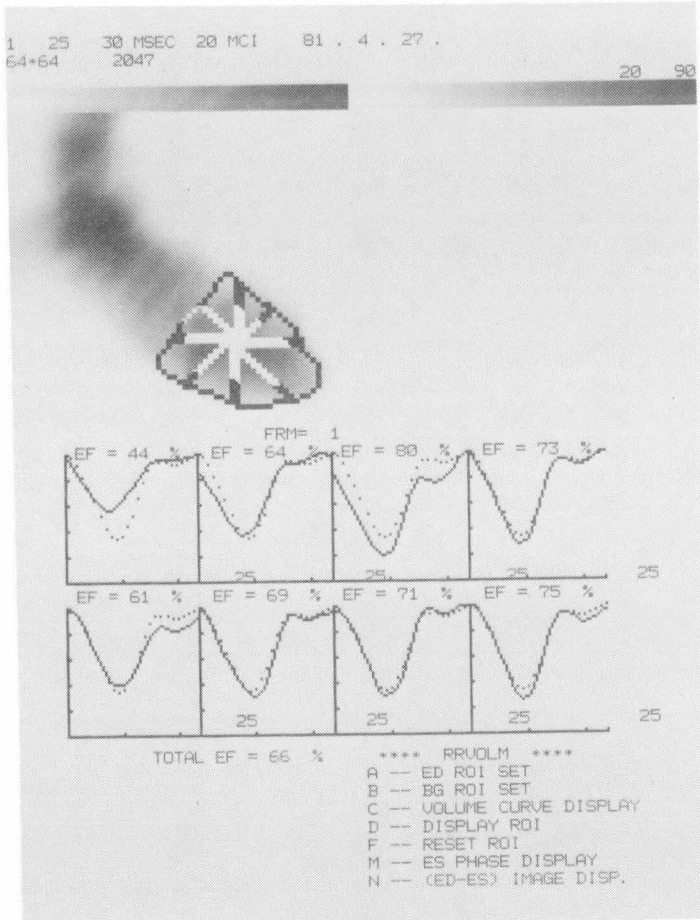
＜ 図3.8 心室容積変化曲線、駆出率の表示 ＞



< 図3.9 駆出率ファンクショナルマップ > < 図3.10 心室容積変化 解析操作のフロー >

[B] REGIONAL RELATIVE VOLUME CURVE CALAULATION

心室部を放射状に8分割してそれぞれの局所心室容積曲線を算出し表示する。図3.11に結果の一例を示す。



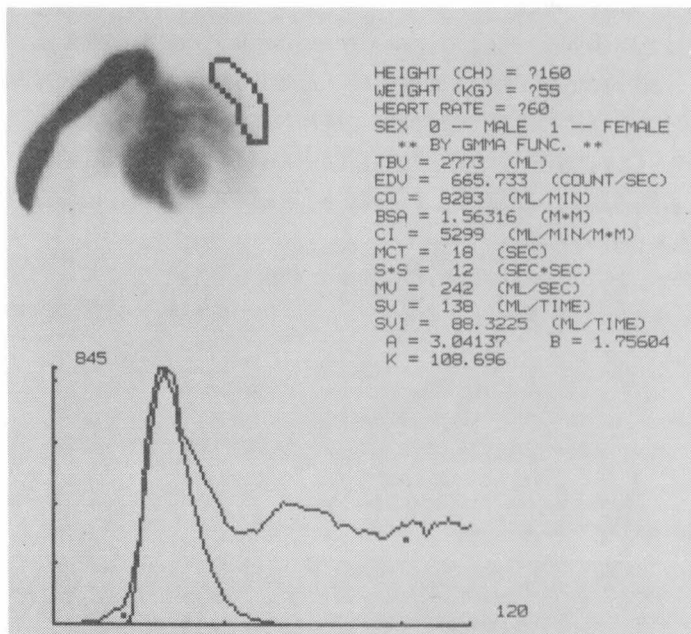
＜ 図3.11 8分割 局所心室容積曲線 ＞

[C] CARDIAC OUTPUT CALCULATION

第1回循環時のタイムフレームデータにおいて、肺野のヒストグラムをガンマ関数曲線または指数関数曲線により近似し解析して、心拍出量、肺循環時間などのパラメータを算出する。この計算には第1回循環時と平衡時（約2～5分後）のデータを必要とするので、1回ポーズモードで測定する。検査結果の一例を図3.12 に示す。

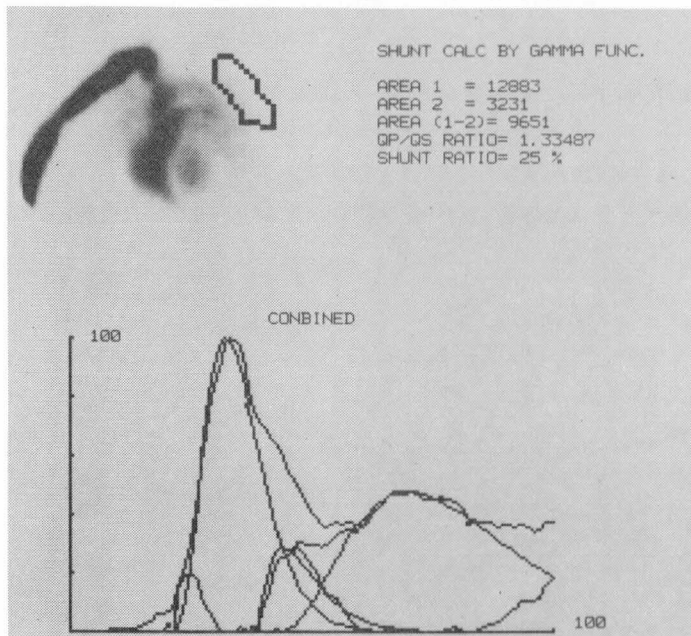
[D] SHUNT RATIO & QP/QS RATIO CLCULATION

第1回循環データの、肺野または右室の時系列曲線を2個のガンマ関数で近似し、心中隔欠損症のシャント率、再循環比 QP/QS率を求める。図3.13 に結果の一例を示す。



TBV: 全血流量、EDV: 混和後の計数值、CO: 1分間拍出量、BSA: 体表面積
 CI: $=CO/BSA$ 、MCT: 循環時間、S*S: Korner-Shillingford値(ピークの広がり)
 MV: Mixing volume、SV: 1回拍出量、SVI: 拍出指数、A,B,K: 関数の係数

< 図3.12 心拍出量、肺循環時間などの検査結果の一例 >

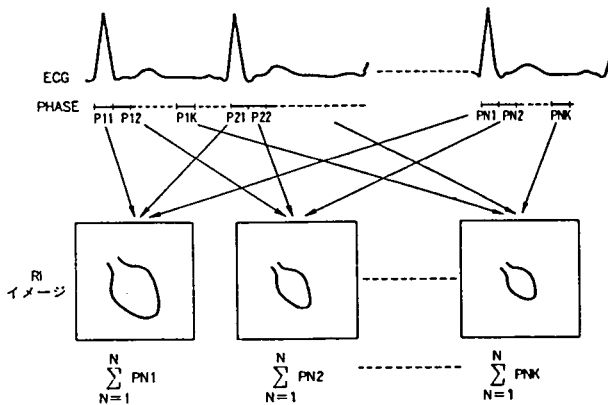


< 図 3.13 心中隔欠損症シャント率、QP/QS率測定結果の一例 >

[E] FIRST PASS MULTI GATE IMAGE

第1回循環時に測定した時系列データよりマルチゲート画像データを作成する。すなわち図3.14のように、30～60mSec間隔で400枚で連続した計12～24秒間の原データから、核物質が左心室(または他の房室や肺野部)に現われている時相を選び、不整脈部があれば除去して、いっしょに測定しておいた心電図中のR波を基準に、心拍上の同位相部分を積算し、心1拍間の動態を明確に示す一連の画像を得て、心室容積曲線算出など他のデータ処理に供するものである。

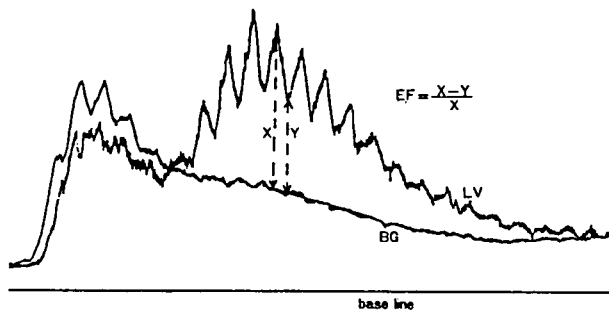
この処理は従来リストモードで採取したデータより変換しておこなっていたが、高速大容量の画像メモリをもつ本装置では、イメージモードできわめて短時間に変換を完了することができる。



＜ 図3.14 時系列データよりマルチゲート画像データの作成 ＞

[F] FIRST PASS E.F. CALCULATION

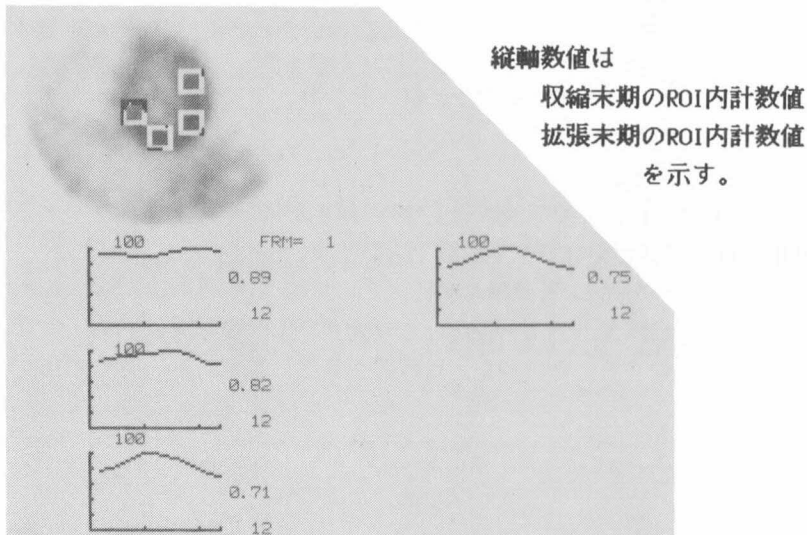
時系列心血流画像データより図3.15のようにして心駆出率EFを求める。



＜ 図3.15 時系列心血流画像データより心駆出率を求める ＞

[H] CARDIAC MUSCLE VOLUME CURVE CALCULATION

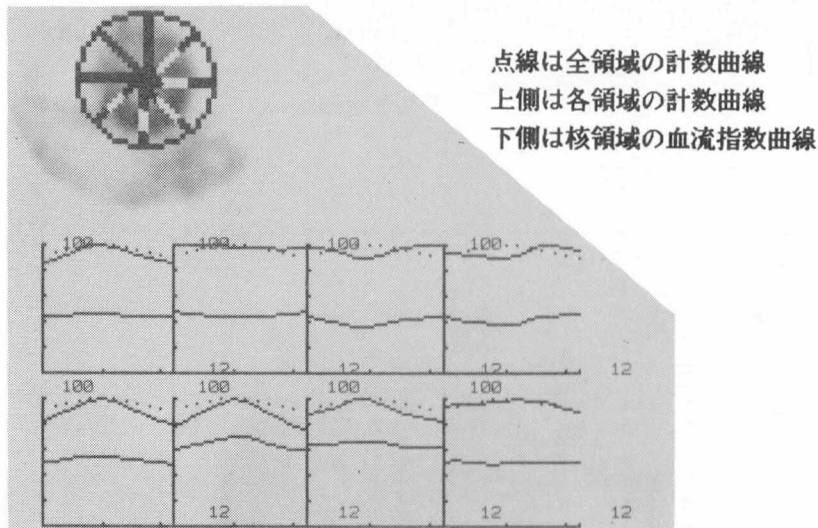
本プログラムは心筋の心臓拍動にともなう容積変化曲線を算出する。測定データは ^{201}Tl にて造影された心筋像をノーマル マルチゲート モードで30~60mSec間隔、300拍ていど採取したものを用いる。心筋容積とは指定のROI内の計数値を便宜上こう呼んでいるものである。実行例を図3.16 に示す。



＜ 図3.16 心筋容積変化曲線の算出 ＞

[I] REGIONAL CARDIAC MUSCLE VOLUME CURVE CALCULATION

本プログラムは心筋部を扇形に8分割しそれぞれの局所心筋容積曲線および血流指数変化曲線を作成する。血流指数とは(各領域の計数値)/(全領域の計数値)をいう。実例を図3.17 に示す。



＜ 図3.17 心筋容積、血流解析 ＞

[J] CARDIAC MUSCLE RADIAL PROFILE DISPLAY

心臓イメージの中心より20度ごとに放射状の計18本の直線をひき、線上の計数値の曲線(プロファイル)を表示する。

[K] CARDIAC MUSCLE LINE PROFILE DISPLAY

心筋を横切る任意の線上の計数値曲線を表示する。

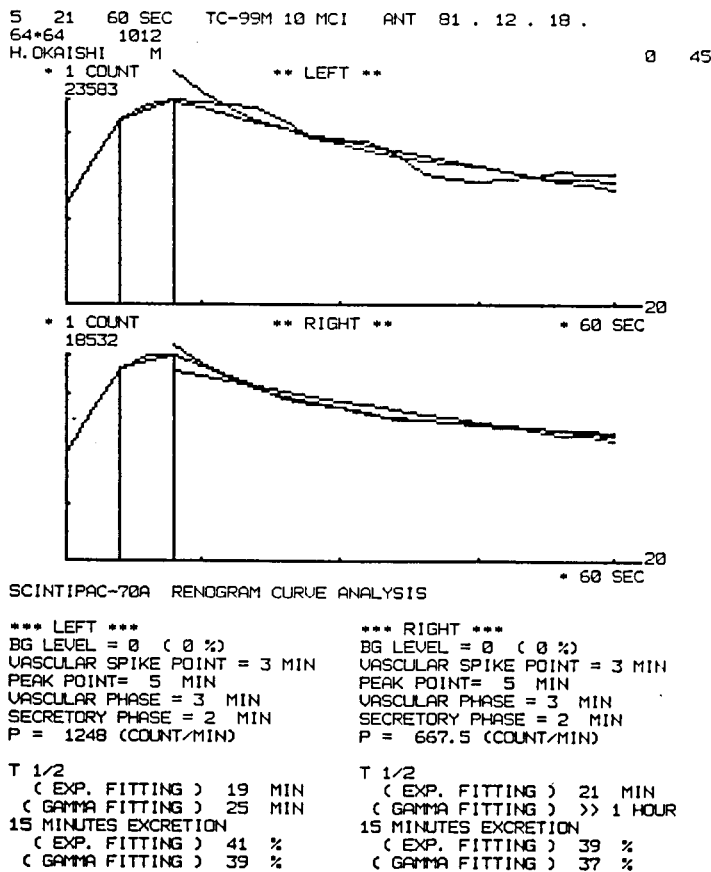
3.9.2 諸臓器の機能解析

[CLN-2]キーより始まるいくつかのプログラムは、腎、肝、甲状腺、骨などの機能を表わす指標をそれぞれの測定データを解析して求める。

[A] RENOGRAM CURVE ANALYSIS

ヒップラン レノグラム曲線より第2相(分泌相)の傾きと第3相(排泄相)の $T_{1/2}$ を算出する。排泄相は指数関数およびガンマ関数で近似する。

ヒップラン注入直後より30分間の腎臓部を30秒ごとに1枚、計60枚の連続動態画像としてデータ採取し、左右両腎にROI A,Bを設定してレノグラム曲線を得、バックグラウンドレベル、相境界を指定すると腎機能を表す数値を算出し表示する。実例を図3.18に示す。



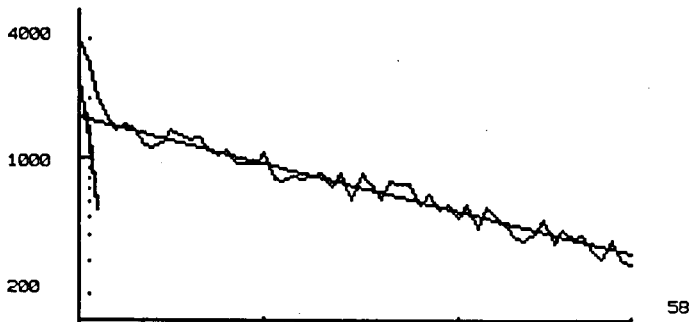
< 図3.18 レノグラム曲線の解析 >

[B] RENAL BLOOD FLOW ANALYSIS

^{131}I ヒップラン静注後、頭部で検出した計数曲線を2コンパートメント法で解析して、腎血流量を算出する。定量値を得るために、注入放射線量および約1時間後に採血して得た血中線量により校正する。図3.19に結果の一例を示す。

```
1 30 60 SEC TC-99M 10 MCI 81 . 4 . 27 .
64*64 294
YAMASHITA TSUE F TC BRAIN ANGIO 0 35
** SCINTIPAC-70A **
```

RENAL CLEARANCE ANALYSIS BY LINEAR APPROXIMATION
ON LOG-CONVERTED R.I. DYNAMIC CURVE



```
BLOOD SAMPLING TIME
FROM INJECTION POINT = 50 (MIN)
BLOOD SAMPLING VALUE = 351 (CPM/ML)
A = 1423.26 (CPM/ML)
B = 2210.93 (CPM/ML)
B1 = .279984E-01 (1/MIN)
B2 = 0.744687 (1/MIN)
INJECTED DOSE = .160000E 08 (CPM)
RBF = 297.383 (ML/MIN)
```

< 図3.19 腎血流量の解析 >

[D] HEPATOGRAM DIAGNOSIS

肝臓のクリアランス機能を示す数値を算出する。比較的短時間に肝にとりこまれ、排泄され、かつ再吸収の少ない核種、 ^{131}I -Ioglycamic acid を用いて、心ブール、肝胆道系を含む流路の動態像(30秒間隔 60分間ていど)を採取して、血液中バックグラウンド、肝臓から総胆管、小腸にいたる部位および肝臓の 3個のROIを設定し、全体を4コンパートメントで近似して肝臓への物質取り込み排出能力を定量的に測定しようとするものである。

[E] LIVER UPTAKE ANALYSIS

肝臓摂取率曲線より、排泄率(T 1/2値)および摂取率(K値)を求める。

[G] THYROID UPTAKE ANALYSIS

甲状腺線取り込み曲線より摂取率(K値)を求める。

[H] TC-10 RATIO

甲状腺機能亢進症の診断によく用いられる TC-10率(10分値と1~2分値との比)を求める。

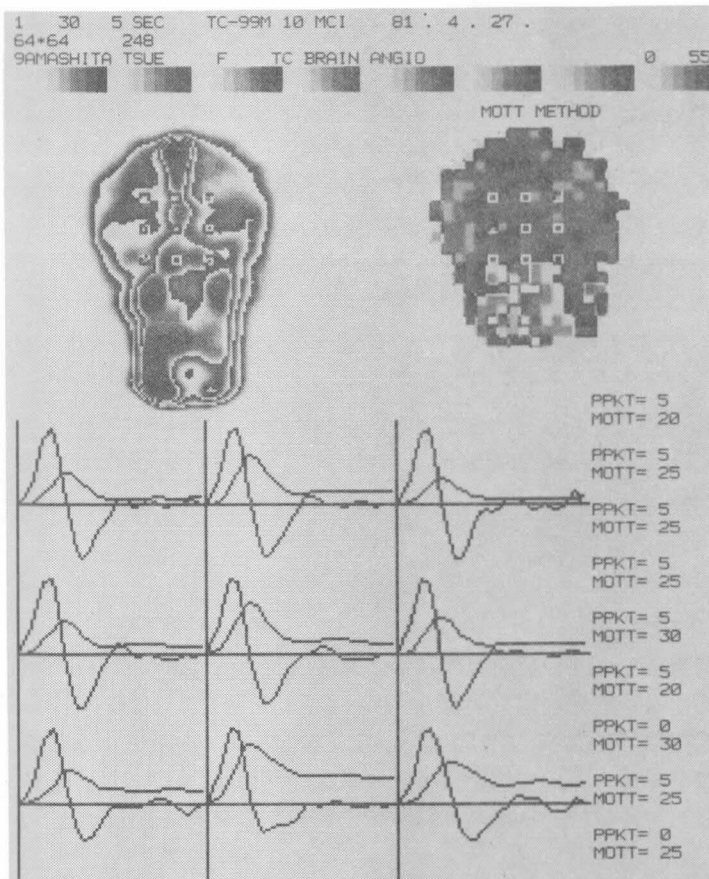
[J] BONE UPTAKE ANALYSIS

骨への核種のとりこみを10秒間隔で15分ていど測定し摂取率(K値)、排泄率 $T 1/2$ を求める。

[L] MOTT CALCULATION

脳循環血流像を得て、循環ピーク時間PKT、通過時間 MOTT、それらの左右差などを算出表示する。得られた一例を図3.20 に示す。

以上のような臨床データ処理プログラムはなお多数開発されており、また追加されつつあるが、ここでは本装置に標準的に装備されているものを挙げた。



〈 図3.20 脳循環血流の解析 〉

3.10 システム開発機能

この装置のプログラム体系をさらに開発改良し、あるいは保守修正していくために、システム開発のためのプログラム群が備わっている。これらは[SYS]キーを押せば呼び出されてくる。これらの詳細は次章に述べられる。

3.11 まとめ

以上に装置の操作体系とそれに対応した動作を概観したように、実際の臨床診断に用いられる装置では、まず、動作体系の完璧さが要求され、データ採取から処理、表示、臨床データ解析にいたる一連の、また実施しうるすべての検査項目に応じうる、多量多種の機能が必要となる。そしてこれらの動作で取り扱われる測定データを、検査時に、また後刻の解析時に、あるいは後日の再検討時、さらには新たな知見や解析手法を見出すための再解析、研究的解析時に、容易に確実に取り扱うためのデータ管理、保管機能が重要になる。また装置の良好な運用と保全のために、採取像の実時間モニタ、数値での表示などの監視機能も必要である。簡単な機能やまれにしか利用しない機能であっても、研究用と違って実用システムでは漏らすわけにはいかない。本章ではこれらの必要な動作の内容を明らかにした。

次に、検査者が、こうした動作の進行を注意深く監視しながら、装置に指示を与えるのにしたがって、望む情報をたえず表示しながら、操作者を待たせることなく、混乱させることなく進めていくために、あつかいやすく明確な論理を持った操作運用体系を整備しなければならない。

この装置において特長とする操作体系は、CRTディスプレイとキーボードを道具とした操作者とコンピュータとの対話であり、そのときに、主要な機能にリンクさせたファンクションキーが、操作性を大きくたかめている。多用する動作は動作名称を刻印したファンクションキーに割り当てて、キーの位置に誘導された迅速な動作選択ができ、その下に細分化した動作はCRT画面に説明を与えつつ[A]～[N]を印した汎用キーより選択を求めるようにして、キーボードが過大になり扱いが不便になるのを防ぎつつ、かつ容易な選択と、機能改廃の容易さどをはかったものである。

第4章 装置のプログラム開発体系

4.1 はじめに

コンピュータを活用したデータ処理システムの動作体系を整備するには、多量のプログラムを作成する必要がある。そしてその利用分野の技術レベルが急速に進展していく場合には、完成したプログラム群をさらに改廃し修正発展させて利用技術に追従していかなければならない。また本論におけるように利用分野の技術（医学）と製作分野の技術（コンピュータ技術）とが質的に大きく異なる場合には、相互の意図が他方に正確に伝達できず、利用目的に合致した機能を完成するまでには、試行錯誤、修正改良を繰り返す事が多くなる。こうした状況のなかでは、プログラム作成作業を通常のように非効率だが効率のよいアセンブラ言語を主体にした手法で実施することは望ましくないが、しかし既存の高レベル言語によるプログラム作成体系は、大きなコンピュータ資源を消費するにもかかわらず、プログラム作成とその変更手続きが複雑で時間を浪費するものであり、上記問題の解決に適切ではない。

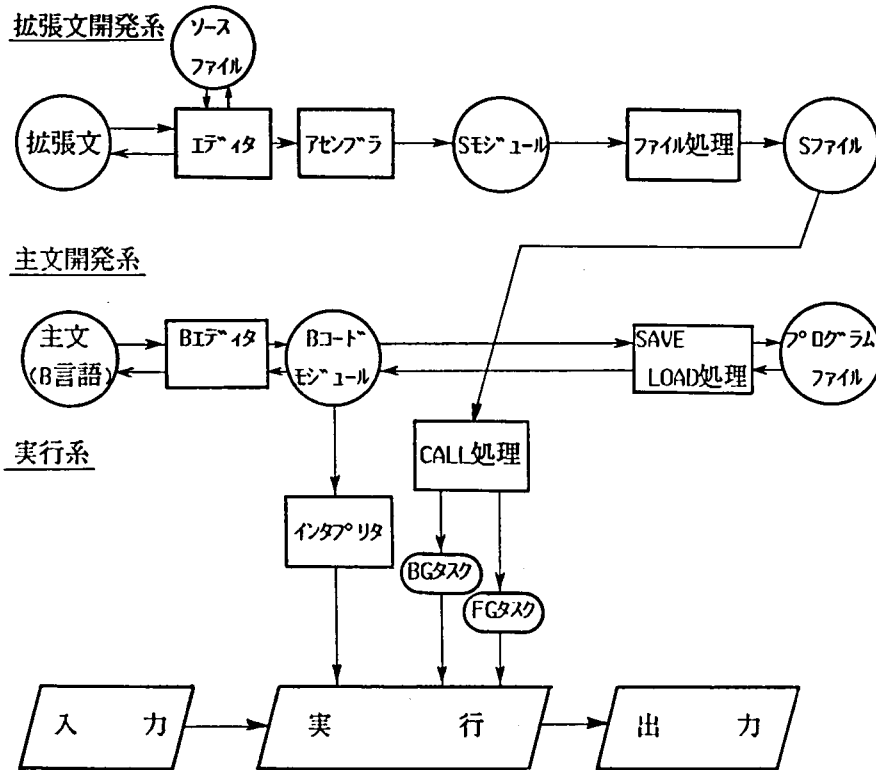
このような問題を解決するために、次のような点を特長とする新たなプログラム開発体系（“BICOMS”と呼んでいる）を開発した。

- 1) 高レベルの言語を用い、プログラムの記述が容易である。
- 2) 解釈実行形をとったため、試行、変更が短時間に繰り返せる。
- 3) プログラム結合機能を持たせて、既に作成したプログラムをたやすく結合し利用できる。
- 4) 定形的な単位動作のライブラリを整え、実用プログラムの作成が容易である。
- 5) 単位動作の内容と実行形態をくふうすることにより、実用上必要な動作速度を保っている。
- 6) コンパクトにまとめ、装置に大きな負担をかけない。
- 7) 以上より実現場において非コンピュータ専門家によってもたやすく扱える。

図4.1は、この体系を図示したものである。

この体系において、プログラム主文は、後（図 4.2）に示すような命令群を用いて、BASIC言語にほぼ相当した記法で記述し作成される。作成された主文は編集プログラム（Bエディタ）により中間コードに変換されて、主メモリ上の実行可能なプログラムとなる。実行時には解釈実行プログラム（Bインタプリタ）が中間コードを順に読み取り、記述どおりに実行していく。以上は解釈実行形高レベル言語体系の定形であるが、2種の拡張機能がこれを特長づけている。

まず、多数の高機能の問題向き拡張命令が用意され、これらを任意に用いて、プログラムを作成することができる。当データ処理装置に用意されている拡張命令は、後述するように、画像処理、表示、ROI取り扱い、また入出力機器制御など核医学画像処理に関する重要な機能をその基本的な形で包含している。したがって定形的な処理は拡張命令の動作によってほとんど実現することができ、プログラム主文の大多数の命令は、



＜ 図 4.1 プログラム作成・実行体系 ＞

拡張文の動作を制御し方向づけを与えるだけのものとなる。拡張命令はできるだけ高速に動作するように考慮して作成してあるので、プログラム全体の実行速度は、主文が解釈実行形で動作するにもかかわらず、あまり低下しない。

第二の特長は、個々のプログラムモジュールが相互に結合可能であり、一つのモジュールをまた一つの拡張文のごとくして簡単に引用し利用できるようにしたことである。この結果、プログラム構造を容易に階層構造とすることができ、プログラムの開発、改良、修正、変更をたやすくするとともにプログラムの機能や内容を理解しやすくしている。

さらにこのプログラム作成・実行体系にコンパイル方式の言語処理系を加え、拡張命令など小容量かつ高速動作を要求されるプログラムを、同一の高レベル言語により作成し、解釈実行による試行ののちコンパイルにより機械語に変換して、直接実行のできるプログラムモジュールとすることを可能にした。

以下、本章において、この目的のために作成したプログラム開発体系の詳細を述べ、またその実領域における適応例での効果を第6章において論ずる。

4.2 プログラム主文

プログラム主文を記述する命令として本BICOMS体系に用意された一式とその中間コードを図 4.2 および図 4.3 に示す。主文中の変数は中間コード文のなかでは変数番号で示され、図 4.4 のような変数表に登録される。主文各行の行番号は図 4.5 のような表に整理される。そしてこれらはまとめて図 4.6 に示すようなBコード モジュールとなる。

区 分	命 令	意 味	中間コード(16進数)	
定義	COM	共有変数 定義	21	(15)
	DIM	配列 定義	6	(06)
	DATA	定数 並び	17	(11)
	DEF	関数 定義	20	(14)
動作制御	FOR/NEXT	繰り返し	10/11	(0A/0B)
	GOSUB/RETURN	内部サブルーチン	14/15	(0E/0F)
	GOTO	分岐	4	(04)
	IF-THEN	条件付き動作	5	(05)
	ON-GOSUB	選択サブルーチン分岐	19	(13)
	ON-GOTO	選択分岐	3	(03)
	STOP	停止	8	(08)
外部結合	PSWAP	外部ルーチン分岐	22	(16)
	LDX	Sモジュール用意	9	(09)
	PRETN	外部ルーチンより復帰	23	(17)
入出力	INPUT	入力	13	(0D)
	PRINT	出力	12	(0C)
	READ	定数の代入	16	(10)
	RESTORE	定数並びの初期化	18	(12)
演算	(LET)	演算式	2	(02)
注釈	REM		7	(07)

〈 図 4.2 B-言語の命令と中間コード〉

プログラム主文は、人が記述しキーボードを通じて入力すると、編集プログラム Bエディタが受け取ってBモジュールに変換し、主メモリ上に残す。BエディタはまたBモジュールを元のプログラム主文に逆変換して出力し、また主文上の各行の修正、追加、削除を操作者と対話しながら進める機能を備え、プログラムの開発、修正を容易に進めることができる。

Bモジュールを実行機能プログラム Bインタプリタに渡すと、Bインタプリタが内容を1行ずつ受取り解読して実行していく。Bモジュールを、SAVE/LOAD処理プログラムを通してそれぞれのモジュール名を付けてディスク内に多数蓄積し、またその一つを取り出して主メモリ上に置くことができる。以上の操作は図 4.8 に示すコマンドを用いて操

LET	A	=	B	+	C	-	D	↙
02	v_0	0A	v_1	19	v_2	18	v_3	02

LET	Y	=	(A	*	X	-	B)	/	D	↵
02	v ₄	0A	12	v ₀	1B	v ₅	1B	v ₁	16	1A	v ₃	02

FOR I = X TO Y STEP Z ↴								
0A	v ₈	0A	v ₅	05	v ₄	06	v ₇	02

PRINT A		,	B	↵
0C	v_0	11	v_1	02

中間コードは1動作、1変数につき1バイトが割り当てられる。
v_i は 83 (16進数) より始まる変数番号。

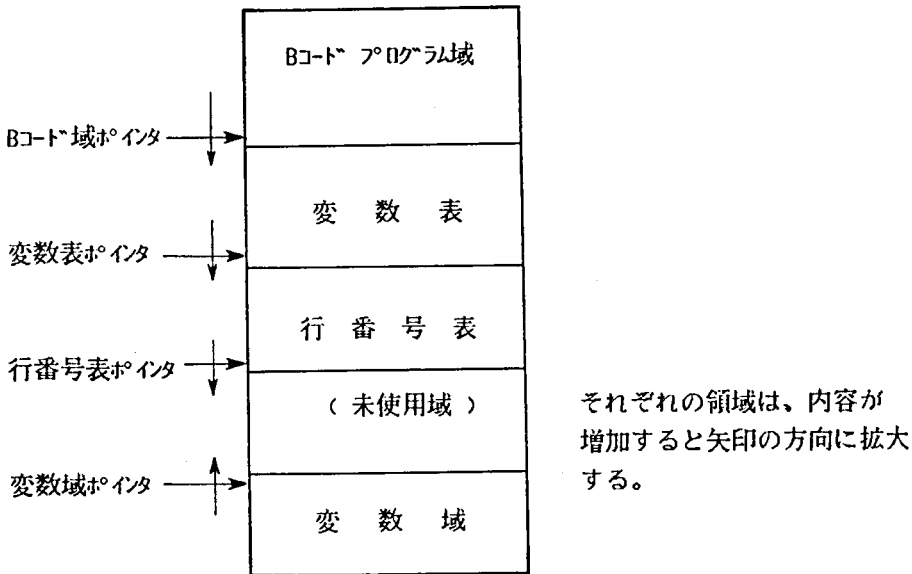
< 図 4.3 中間コード モジュール の一部 >

変 数 名	}	変数番号											
変数の番地		基数+1	<table style="border-collapse: collapse; width: 100%;"> <tr><td style="text-align: center;">行 番 号</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">文の開始番地</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">行 番 号</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">文の開始番地</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">:</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">:</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">:</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">:</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">:</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">行 番 号</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">文の開始番地</td></tr> </table>	行 番 号	文の開始番地	行 番 号	文の開始番地	:	:	:	:	:	行 番 号
行 番 号													
文の開始番地													
行 番 号													
文の開始番地													
:													
:													
:													
:													
:													
行 番 号													
文の開始番地													
変 数 名	}												
変数の番地		基数+2											
:													
:													
:													
:													
:													
変 数 名	}												
変数の番地		基数+n											

注、文の開始番地はBモジュールの先頭からの相対番地で示されている。

〈 図 4.4 変数表の形 〉

＜ 図 4.5 行番号表の形 ＞



＜ 図 4.6 Bコード モジュールの形 ＞

作者との間に対話的に進められる。

この体系を特長づけているのは、主命令のなかの"PSWAP(Process swap)"および"PRETN(Process return)"命令である。実行中にPSWAP命令(モジュール名を伴っている)が現われると、Bインタプリタは指定の名前のモジュールをディスクより取り出して、そのモジュールに実行を引き継ぐ。変数類の引き渡しにはCOMMON領域を用いる。引き継がれたモジュールの実行中にさらにPSWAPが現われればその指定のモジュールが動きだし、もしPRETNが現われれば再び元のモジュールに戻ってPSWAPを発した次の行から実行が再開される。(ただしCOMMON領域以外の変数は値を保たない制限を付し、実行系を簡略にしている。)このネストは多重に設けることができる。

こうして実行プログラムの構造を、容易に筋道だった構造として階層化することができ、作成、修正時のプログラムの構造設計が容易になり、また書かれたプログラムの可読性を大きく高めることができる。

またBモジュールは完全に主メモリ上の位置から独立している(address independent module)ことがシステム維持上の大きな利点となる。すなわち、多数のモジュールが組み合わされて大きなプログラム構造となっている実行プログラムの一部を修正変更しても、他のモジュールに与える影響は直接明示されるLINK動作のみに限られ、モジュール間の独立性が高いため、変更作業がごく単純であり、修正によるバグの発生が少ない。(FORTRAN、アセンブラなどによる直接実行形態のモジュールを作成する手法においては、一部のモジュールを変更したつど、関係するすべてのモジュールを再結合しなければならず、この点は解釈実行形プログラミング手法の隠れた大きな利点である)

4.3 拡張命令

拡張命令はプログラム主文のなかへ次のような書式で記述される。

行番号 拡張命令; 変数名
(例 100 DROI; B, F)
機能: ROI表示 (B:ROI番号, F:表示位置)

この核医学データ処理装置に用意している拡張命令一式を図 4.7 に示す。このように核医学画像データの採取、処理、表示、管理、操作に関する定形的単位操作はほとんど含まれている。

プログラム実行の際に、B-インタプリタは主文以外の命令文を発見すると、名前の一致する拡張文を、まず主メモリ上の拡張文領域に探し、なければディスク内の拡張文ファイル(Sファイル)から探して主メモリにとりだして、その実行を始め、終れば主文の実行に戻る。

区 分	名 称	機 能	パラメータ数	区 分	名 称	機 能	パラメータ数
画像表示	HOKANT	指定された位置へ画像を表示	6	データ管理	BLKS	メモリ内のデータ格納エリア予約	2
	CINE	動画画像表示	5		CONDS	メモリ内のデータ整理	0
画像処理	IPURW	画像演算回路IMACへ読書き	1	ACL	ACL	メモリ内のクリア	2
	IPUEX	画像演算回路の作動	6		AMEM	メモリへ任意の値を書き込む	3
	KAPEX	演算子計算回路の作動	5	INFMV	INFMV	情報の読書き	5
	XP	画像の2倍拡大	6	カラー表示	CSET	カラー設定	1
	ZOOM	画像任意拡大、縮小	9		LAMP	ファンクションの点消灯	2
	IBS	補間形バックグラウンド減算	8	誘導	LAMPS	点灯状態を読み取り	1
	MOVE	画像の回転、移動	5		LAMPR	点灯状態を復帰	1
	TDIF	時間微分	6	LAMP	LAMPC	全消灯	0
	TSM	時間スムージング	5	文字入出力	GETCH	キー入力文字を配列へ収納	4
	CALC	画像と画像(定数)の加減乗除	10		PUTCH	配列内の文字列を出力	4
	PROF	2点間の線上総計数値	8	ROI 処理	SROI1	ROIの設定(ライトペン方式1)	1
	REFM	局所歪み率のファンクショナルマップ作成	6		SROI2	ROIの設定(ライトペン方式2)	1
	ACOMB	画像と画像の重ね合わせ	4		SROI	配列内座標列によりROI設定	1
	ABSUB	画像と画像の絶対値減算	4		DROI	指定ROIを画面へ表示	2
	DMOVE	画像データのコピー	3		RROI1	指定ROIを消去	1
メモリ	AMMV	メモリ、メモリと配列の読書き	10		RROI2	指定ROIの表示を消去	2
	読書き				CROI	指定ROI内の面積、計数値算出	4
	ディスク				BGC	指定ROIの内側(外側)を消去	4
ディスク	FMMV	ディスクと配列の読書き	6		HROI	指定ROIの時系列曲線作成	4
	読書き	ディスク、メモリ、メモリと配列の読書き	5		MHIST	時系列曲線の読書き	5
	AMAX	メモリ内の最大値、最小値、その差 (AFMVで使用する)	6		HBIT	時系列曲線作成状態の読書き	1
CRT関係	GAMEN	各メモリのクリア	2		MCNTR	等計数線よりROI作成	4
	WAIT	キー入力文字読み取り	2		RCNTR	等計数線ROIを登録	1
	SCCR	グラフィックを描く	14		MROI	指定ROIの移動	2
	MVSA	スポットの移動	3		DOLN	指定ROIの座標を配列に読取り	2
	MVSS	スポットをスケール上で移動	4		NBIT	ROI作成状態のチェック	2
	PLOTS	ポイントを描く	3		MCROI	指定ROIを8分割	3
	PLOTS	ポイントをスケール上で描く	4		MMOVE	指定ROIのA-Rメモリ間移動	4
	CRU1	座標群を与えてカーブを描く	6				
	CRU2	Y座標群を与えてカーブを描く	6				
	LPENA	ライトペンの位置を読み取る	2				
	LPENS	ライトペンのスケール上座標位置	3				
	CURSA	カーソルの位置を読み取る	3				
	CURSS	カーソルのスケール上座標位置	4				
	MADR	表示文字位置の決定	2				

< 図 4.7 核医学画像処理 拡張命令 一式 >

拡張文は、通常はアセンブラ言語または後述する高レベル言語コンパイラBASICにて記述し、機械語による実行形態モジュールに変換してSモジュールとし、システム作成時にディスク内に収録しておく。主メモリ上の拡張領域には数個のSモジュールを置くことができ、実行時に即応性を要するSモジュールは、実行の初期に取り出して主メモリ上に常駐させておく。

その他のSモジュールは実行中に拡張命令の現われるつど、ディスクから主メモリにオーバーレイして実行されるが、上述のようにインタプリタはまず主メモリ上の拡張文を探すので、おなじ拡張命令が続いて使われる場合にはディスクから転送する必要がない。組み合わせて交互に使うことの多い拡張文の組は、まとめて1個のモジュールにしておくことにより、実行時のディスク転送による時間消費を大きく削減することができる。

4.4 操作コマンド

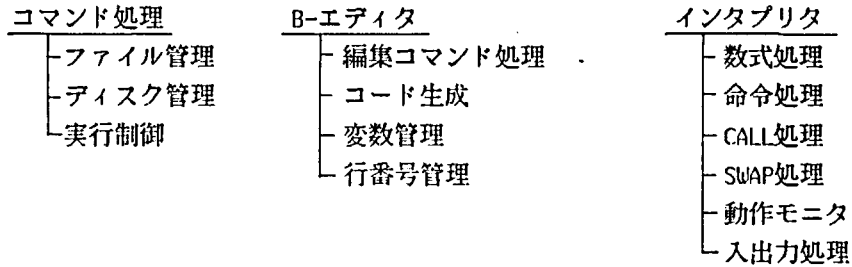
このBICOMSプログラム体系を運用するために、図 4.8 に示すような操作コマンドを備えている。

区 分	コマンド名	意 味
ファイル管理	LISTP	プログラム ファイル内容一覧
	ERASE	プログラム ファイル初期化
	SAVE	プログラム モジュール登録
	LOAD	プログラム モジュール取出
	DELT	プログラム モジュール消去
	CHANGE	プログラム モジュール置換
	CONDENS	プログラム ファイル整頓
Sファイル管理	LISTS	拡張命令ファイル内容一覧
	INIT	拡張命令ファイル初期化
	READ	プログラムライブラリから取出
	DUMP	プログラムライブラリへ登録
プログラム編集	LIST	プログラム文 表示
	NEW	プログラム領域 初期化
	AUTO	行番号 自動挿入
	MANUAL	行番号 手動入力
	RENUMBER	行番号の整頓
	OLINE	複数行の削除
	行番号+文	プログラム1行の追加、修正
	行番号	プログラム1行の削除
実 行 デバッグ	RUN	プログラム 実行
	GOTO	プログラムの途中から実行
	PRINT	指定した変数の内容表示
	LISTV	全変数の内容表示
ディスク管理	LISTD	配列の内容表示
	COPY	ディスクのコピー
	CHECK	ディスク内容の確認
	MAPDISK	ディスク内容の表示

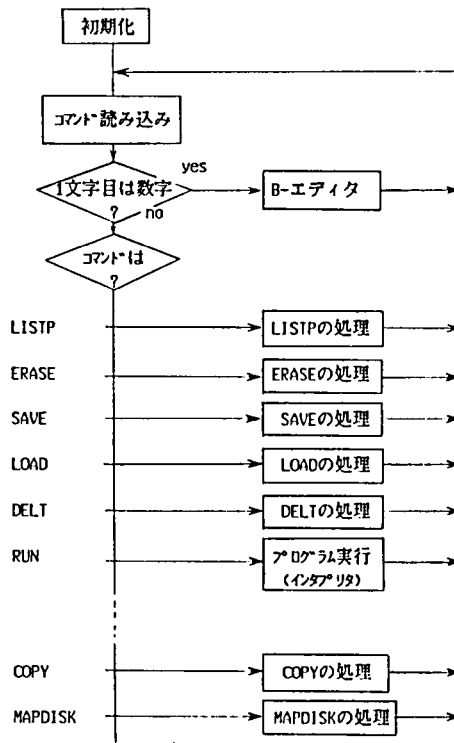
< 図 4.8 BICOMS 操作コマンド >

4.5 BICOMS 実行系

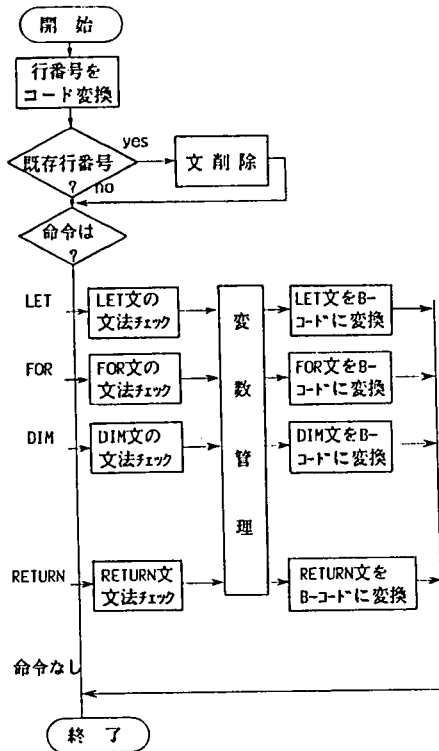
BICOMS実行系は次のような要素プログラムの組み合わせよりなる。



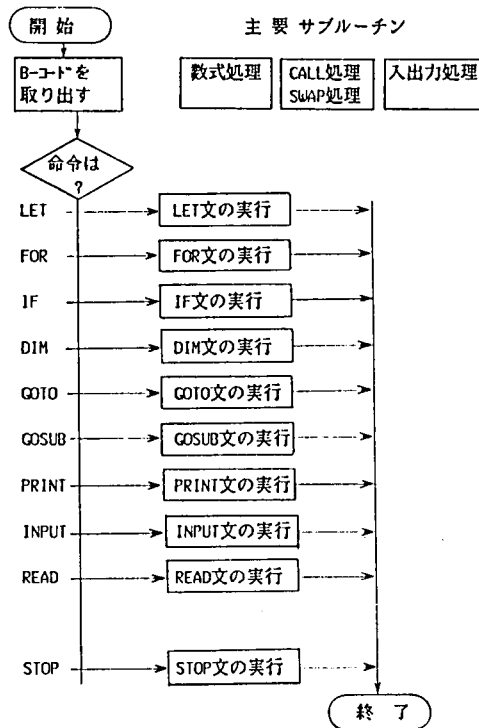
主要な部分の概略フローチャートを図 4.9 ~ 4.12 に示す。



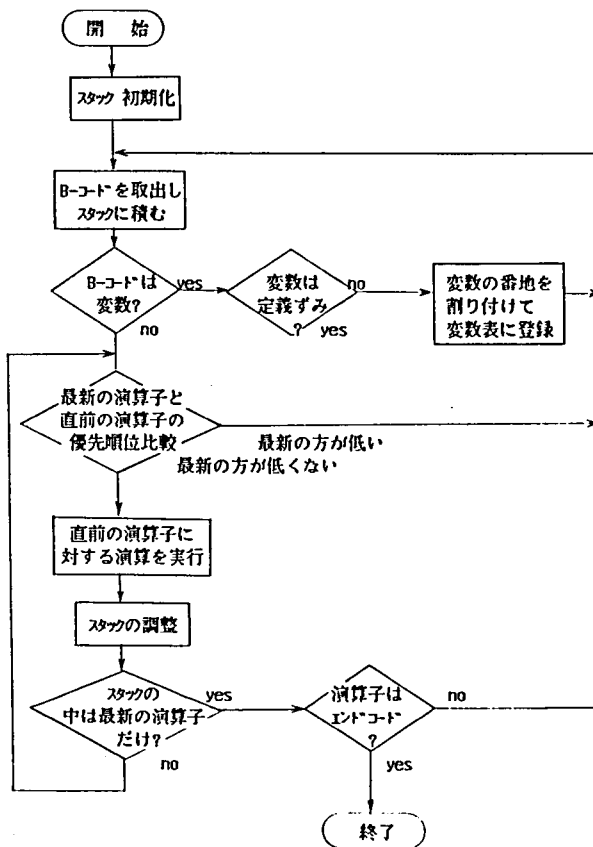
〈 図 4.9 コマンド処理 概略フローチャート 〉



〈図4.10 B-エディタ 概略フローチャート〉



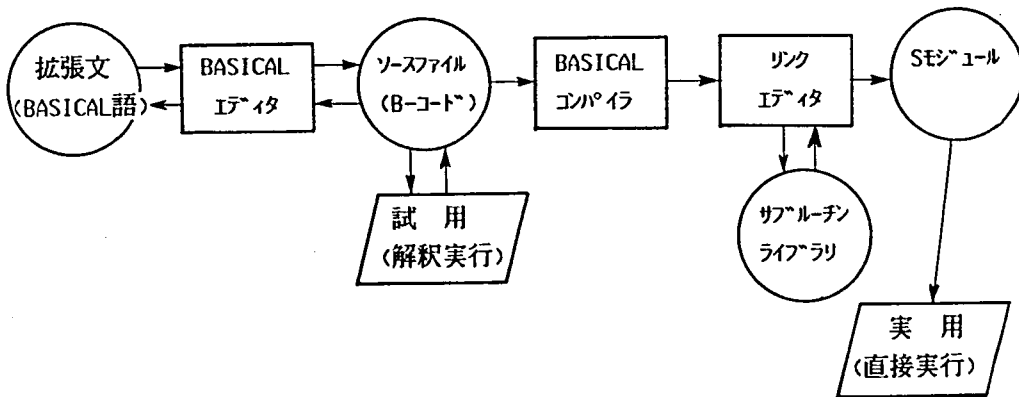
〈図4.11 インタプリタ 概略フローチャート〉



< 図 4.12 数式処理 概略フローチャート >

4.6 コンパイル方式 高レベル言語 BASICAL

前述した拡張命令を効率よく作成するために、レベルの高い言語で記述し、コンパイルして実行形態モジュールを生成するプログラム開発体系“BASICAL”を製作した。これを用いてSモジュールを作成するときのフローは図 4.13 のようになり、この経路が前掲した図 4.1 に加わる。



＜ 図 4.13 高レベル言語 BASICALによる Sモジュール作成フロー ＞

この言語の命令体系は、図 4.14 に示すようにB言語の主要部を残して入出力操作の関係を削除し、かわって変数の型をいくつか加え、また演算レジスタを直接操作する機能を付加したものである。このプログラム開発体系は、ここに述べているデータ処理装置の上に、または同種のシステム開発用コンピュータの上に実現できる。

プログラム文の作成、編集にはBエディタ同様の操作コマンドを用い、コンパイルとライブラリ モジュールとのリンクによって実行形態モジュールを生成する。生成したモジュールは通常のアセンブラを使用したものと同一の形態となり、ディスク内のSファイルに収納される。

BASICALを用いて望む拡張命令機能を記述し実行モジュールを作成することにより、アセンブラ言語による手段にくらべてはるかに簡略なプログラム文により記述でき、また文の読解性を高めることができる。そして変数の型やレジスタ操作をたくみに利用することにより生成されるモジュールは小さく高速にできる。入出力機能を省いたことにより、コンパイラや生成モジュールの容量を小さくすることができる。入出力操作は、コンパイラと実行モジュールのなかに書式変換や入出力制御のための多種の複雑なオブジェクト生成手段やライブラリ サブルーチンの結合を必要とするが、実際の動作速度は入出力機器の側の制約により制限されるので、解釈実行形で動作する主文プログラムに任せておけば支障はない。

表4.1に、おなじモジュールをBASICAL方式とアセンブラ方式と対比して作成した例を示す。プログラム作成に要する時間は、ステップ数にほぼ比例するとみてよく、デバッグの時間はステップ数の少ないほどより短くなるのが通常である。

作成手段	容量 (バイト)	ステップ数
アセンブラ言語	540	310
BASICAL -A (上と同ロジックのもの)	1042 (約 2 倍)	125 (40 %)
BASICAL -B (容量圧縮に努力したもの)	824 (約 1.5倍)	87 (28 %)

＜ 表 4.1 同一プログラムの BASICAL方式とアセンブラ方式とにおける
プログラム容量とプログラム行数との対比 ＞

区 分	命 令	意 味
変数定義	DIM	実数、整数の配列
	AREA	型なし変数
	EQU	外部型なし変数
データ設定	INT	整数
	BYTE	バイト データ
	REAL	実数
	TEXT	文字列
演算	(LET)	実数、整数 演算
	PLET	符号なし整数 演算
動作制御	FOR/NEXT	繰り返し
	GOTO	分岐
	IF-THEN	条件付き動作
	PIF-THEN	整数条件の動作
	ON-GOTO	選択分岐
外部 サブルーチン	ESUB	外部サブルーチン 宣言
	ECALL	外部サブルーチン 結合
内部 サブルーチン	SUB	内部サブルーチン 宣言
	SUBEXIT	内部サブルーチン 出口
	SUREND	文 終端
	CALL	結合
変数増減	INC	増加
	DEC	減少
アセンブラ	AS.	文中アセンブラ文
ビット処理 (関数)	.SR	右シフト
	.SL	左シフト
	.SB	ビット セット
	.RB	ビット リセット
	.TB	ビット テスト
	.AND	論理積
	.OR	論理和
	.XOR	排他的論理和
	.NOT	反転
間接データ参照 (関数)	.IW	整数データの間接指定
	.IWI	整数データの間接指定、ポインタ増
	.IWD	整数データの間接指定、ポインタ減
	.IB	バイトデータの間接指定
	.IBI	バイトデータの間接指定、ポインタ増
	.IBD	バイトデータの間接指定、ポインタ減

＜ 図 4.14 高レベル言語 BASICALの命令体系 ＞

4.7 まとめ

データ処理装置に高度の機能を発揮させるためには、大量の複雑なプログラムが必要である。その作成、改良、修正を容易にし、開発効率を上げるために、プログラム記述・作成手段をくふうし、成果をあげた。まず、非専門家にも容易に理解でき、処理法をむだなく記述できる高レベルプログラム言語とその処理系を設計した。解釈実行形の実行系とし、コンパイルとリンクに消費される待ち時間をなくして、試行と改良を容易とした。プログラム作成を容易にしかつ動作速度を向上させるために、多数の適切な単位処理動作を実現する拡張命令群とその実行系を設計し用意した。またプログラム相互間の結合が容易にできるようにし、大きな処理プログラムが漸進的にまた既存のプログラムを活用しつつ開発できるようにした。

さらに同一言語を細部記述のできるように拡張して、コンパイル方式により直接実行のできるモジュールを作る言語処理系を付加し、拡張命令やシステムプログラムの開発を能率よくできるようにした。

以上によりプログラム作成作業の生産性を高め、またプログラム文の読解性を高めて、装置諸機能の開発改良を迅速にできるようにした。プログラム作成時間は、問題によるが数倍から十数倍の生産性向上になり、プログラム修正の場合にはそれ以上の向上がみられた。

このプログラム開発体系は、医療の現場において、医学専門家とコンピュータ技術者などが協同して、装置の処理機能を開発し改良していくときに大きな効果を発揮した。第6章に述べる心機能リアルタイム計測法や第3章に示した臨床解析機能のような、医学診断技術と深く結び付いたデータ処理手法は、このプログラム開発体系によって医療実現場での試行と改良が重ねられて実現したものである。

第5章 装置の内部構造

5.1 はじめに

本章では、装置の内部構造について、本装置の特色を発現するためにとくにくふうした部分を中心に述べる。

実際の装置においては、機能の充実は当然重要な事であるが、それらをいかに簡潔に実現するかに留意しなければ、装置を過大にして操作性や可搬性を妨げ、また技術普及の促進を阻害するなどの不利益をもたらすので、機能の実現とその負担との兼合いに苦心するところである。

まずデータ採取部においては、臨床上望まれる多様なデータの形態を、いかなる採取モードとデータ構造に分割し、それをハードウェアとソフトウェアとにいかに分担して実現させるかが課題となる。結論として、主として指定採取モードに対応した画像のアドレス空間における動作をハードウェア回路に依存し、データの時間的構造をソフトウェアにより組み立てるように設計して目的を達成した。また性能面では、データ採取速度がカメラのそれを下回るものであってはならず高速な応答性能を要するが、その実現は現在の技術レベルにおいては問題はない。次の5.2節にこうしたくふうの主なものとして、データ採取法を指定するためのコントロールワードの構成、カメラの測定データをA-メモリに画像として(イメージの形で、あるいはリスト形式のデータとして)構築するためのデータ採取回路、A-メモリのアドレス選択と優先順位、などの設計の要点を述べる。

データ処理部では、画像演算に対して多種類の処理機能を持ちかつ処理の高速性を重んじつつも簡潔であるような演算回路を設計することが課題である。多数のデータで構成される画像の、定形的な演算をコンピュータの逐次処理によらず高速に実行するために、画像演算回路IMAC、演算子計算回路OPECが用意され、一方、非定形的な演算は、組み込まれている演算制御コンピュータCPUが受け持ち、これが画像メモリのデータを扱うのを容易にするために画像データ転送回路が設けてある。さらに、複雑な精度の高い計算を並行して短時間におこなうために、協同コンピュータAPUが付加されている。

定形的画像演算についてはそこにおける規則性を見出し、反復動作に導くことによって目的を達成しうる。演算子計算回路、画像演算回路における反復動作制御の方式を以下に述べる。また非定形演算を高速かつ容易におこなうための、データ転送方式と協同プロセッサの活用方法も特に工夫した点である。これらの細部を5.3節に述べる。

データ表示部にあっても、やはりデータ経路の整理と規則的動作の抽出とが、回路の単純化のために重要なことである。CRT画面の走査に同期してメモリよりデータを取りだし、望む色彩や濃淡のイメージを表示するための回路を、この観点より設計した。5.4節に表示部を構成する主要な要素、表示メモリ、像を高速に補間し拡大する画像補間回路、濃淡スケールをディジタル領域で任意に拡大する濃度変換回路、濃淡スケールを任意の色彩スケールに変換するカラー変換回路、そして画像と図形および文字列を重複して表示する表示CRTについて、くふうの細部をのべる。

そして5.5節に、これら要素の装置内部における構成法について述べる。

5.2 データ採取部の構造

データ採取部は、シンチカメラがとらえた像を、指定された種々の形式で画像メモリに収集する。採取する条件や形式はコンピュータのCRU(注)出力よりコントロールワードとして指示され、これによって採取回路が作動する。

注. CRU (Communication Register Unit) :

ここに用いたコンピュータ(TI:TMS-9900)の入出力機構は、最長16ビットまでの任意長データを指定のCRUアドレスに入出力することができる。

5.2.1 データ採取コントロールワード

データ採取回路に対するコンピュータの指令、すなわちコントロールワードはCRU出力回路より次のような形で与えられる。

I) 全視野採取

CRUアドレス H880~88F

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 核種1: SB DS B11,10,9,8,7,6,5,4,3,2,1,0

B11~0: UB17ブロック番号

DS: データサイズ [0=64x64, 1=256x256]

SB: スタートビット [0=終了, 1=開始]

CRUアドレス H890~89F

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 核種2: SB DS C11,10,9,8,7,6,5,4,3,2,1,0

C11~0: UB27ブロック番号

DS: データサイズ [0=64x64, 1=256x256]

SB: スタートビット [0=終了, 1=開始]

採取に際しては、データ サイズと画像メモリに収集するブロック番号を核種1と2のいずれかあるいは両方につき指定したのち、スタート ビットを1にする。(CRUアドレス 88Fまたは89Fに1を出力する)。採取時間はプログラムの動作で測って、必要ならば定周期ごとにブロック番号をつぎつぎに指定して連続画像を測定する。スタート ビットを0にすることにより測定は終了する。

II) 視野分割採取

CRUアドレス H8A0~8AF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 左半視野: SB DS UB B11,10,9,8,7,6,5,4,3,2,1,0

B11~0: 左ブロック番号

UB: 核種

DS: データサイズ [0=64x64, 1=256x256]

SB: スタートビット [0=終了, 1=開始]

CRUアドレス H8B0~8BF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 右半視野: SB DS UB C11,10,9,8,7,6,5,4,3,2,1,0

C11~0: 右ブロック番号

UB: 核種

DS: データサイズ [0=64x64, 1=256x256]

SB: スタートビット [0=終了, 1=開始]

こうして、カメラ視野の左右が別々のブロックに収録される。左右のデータサイズと核種は同一でなければならない。動作はさきの全視野測定と同様にしておこなわれる。

Ⅲ) スライス採取

CRUアドレス: 8C0 ~ 8CF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 データ域: B11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, 0 S1, 0

S1 ~ 0: スライス番号

B11 ~ 0: フォック番号

CRUアドレス: 8D0 ~ 8DF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 動作指定: SB DS UB

UB: 核種

DS: データサイズ

SB: スタートビット

この動作では視野中央を横長にスライスした16x64(または64x256画素)のデータが1ブロックに4枚ずつ採取される。

Ⅳ) リスト モード データ採取

CRUアドレス: 8E0 ~ 8EF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 データ域: SB RB UB B11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, 0

B11 ~ 0: データ フォック番号

UB: 核種

RB: リセット ビット [1=終了]

SB: スタートビット

CRUアドレス: 8D0 ~ 8DF

15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
 動作指定: T3 T2 T1 N11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, 0

N11 ~ 0: 採取最大フォック数

T1: タイマ-1mS

T2: タイマ-10mS

T3: タイマ-100mS

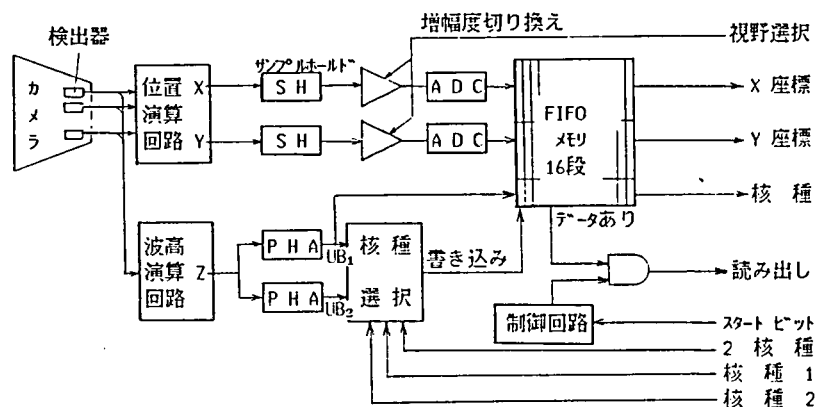
スタート ビットを 1 にすれば採取を開始する。プログラムで所定採取時間を決め、リセット ビットを1とすれば採取完了、それ以前にデータ量が設定した採取最大ブロック数に到達すれば自動的に停止となる。

このように、データ採取回路を制御するコントロール ワードの種類と機能は必要最小限にとどめて、プログラムによる制御の柔軟性を増大し、また制御回路を単純にしている。

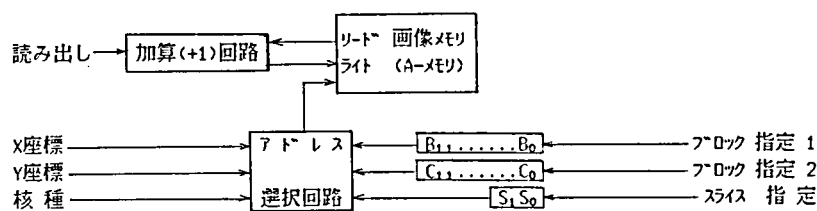
5.2.2 データ採取回路

シンチカメラが捉えたガンマ線は、カメラ付属回路のなかで入射位置を示す位置信号 X, Y (電圧) と入射エネルギーを表わす波高信号 (パルス電圧) となり、後者はさらに PHA (pulse height analyzer) を通り、設定した範囲のパルス高さをもつもののみが輝点信号 $UB_{1,2}$ (unblank) となって、図 5.1 に示すようにデータ処理装置内の採取回路に送り出される。

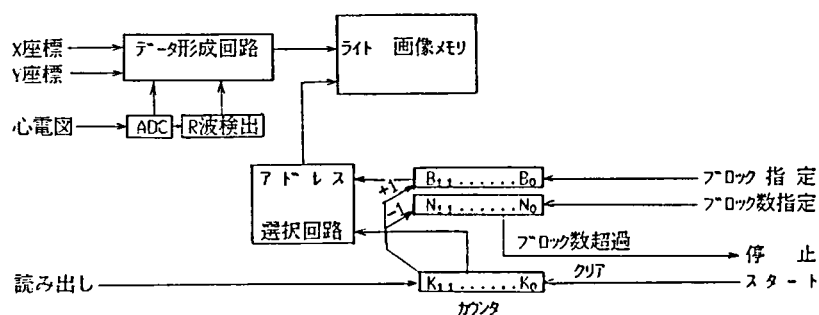
位置信号 X, Y は、指定核種の輝点信号が発生するたびに AD 変換され、16 段の FIFO (first-in first-out) バッファを通過して、A-メモリ (画像メモリ) に入る。A-メモリのアドレスは、それぞれの測定モードにおけるコントロールワードの指定に対応して図



a) カメラデータ変換回路



b) イメージモード採取回路



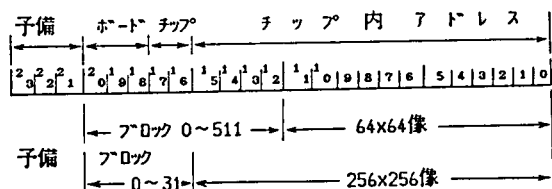
c) リストモード採取回路

< 図 5.1 データ採取回路 >

5.2のように定まり、イメージモード データ採取の時はX,Yに対応して選択されたアドレスの内容に1が加算され、リストモードのときは順に選択されて行くアドレスにX,Yの値が書き込まれていって、画像データを形成して行く。

AD変換時間は $2.5\mu s$ 、A-メモリへの書き込みは、イメージモード $1.33\mu s$ 、リストモード $0.67\mu s$ をそれぞれ要する。FIFOバッファが必要になるのは、A-メモリが他の回路(処理、表示回路)とアクセスしているときである。

プログラムは動作すると、一定時間ごとにタイマの割り込みにより測定開始と停止のコントロールワードを回路におくり、ブロック番号をプログラム指定により切り換えていって、必要な時間と枚数の画像データを採取する。



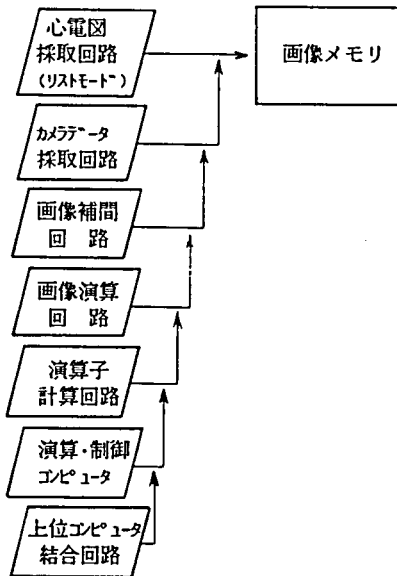
採取モード	像サイズ	条件	アドレス指定データ
全視野	64x64	核種1	$B_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ \ X_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2$
		核種2	$C_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ \ X_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2$
256x256		核種1	$B_7 \ 6 \ 5 \ \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ X_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$
		核種2	$C_7 \ 6 \ 5 \ \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ X_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$
視野分割	64x64	X7=0(左)	$B_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ \ Z_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2$
		X7=1(右)	$C_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ \ Z_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2$ ここに $[Z7 \sim 2] = [X7 \sim 2] + 32$
256x256		X7=0(左)	$B_7 \ 6 \ 5 \ \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Z_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$
		X7=1(右)	$C_7 \ 6 \ 5 \ \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Y_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ Z_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$ ここに $[Z7 \sim 0] = [X7 \sim 0] + 128$
スライス	16x64	$15 \geq [Z7 \sim 4] \geq 0$	$B_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ S_1 \ 0 \ \ Z_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ X_7 \ 6 \ 5 \ 4 \ 3 \ 2$ ここに $[Z7 \sim 4] = [Y7 \sim 2] - 25$
		$63 \geq [Z7 \sim 2] \geq 0$	$B_7 \ 6 \ 5 \ \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ S_1 \ 0 \ \ Z_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ \ X_7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$ ここに $[Z7 \sim 2] = [Y7 \sim 0] - 97$
リスト			$B_{11} \ 10 \ 9 \ \ 8 \ 7 \ 6 \ 5 \ 4 \ \ 3 \ 2 \ 1 \ 0 \ \ K_{11} \ 10 \ 9 \ 8 \ 7 \ 6 \ \ 5 \ 4 \ 3 \ 2 \ 1 \ 0$

< 図 5.2 画像メモリのアドレス選択 >

5.2.3 画像メモリ (A-メモリ)

A-メモリは、1語長12ビット、最大2M語まで備えることができる。64KビットMOS型ダイナミックRAMを用い、サイクルタイム $0.667\mu s$ としている。1枚のプリント基板に48個のRAMチップをのせて256K語とし、これを8枚まで実装できる。さらにアドレス指定はこの8倍まで拡張できるように3ビットの余裕を残している。

A-メモリには図 5.3 のように各種の回路が接続されるので、図に示すような優先順位をもたしている。



＜ 図 5.3 A-メモリに接続される回路の優先順位 ＞

5.3 データ処理部の構造

多数のデータで構成される画像の定形的な演算を高速にするために、画像演算回路IMAC、演算子計算回路OPECが用意されている。一方、非定形的な演算は、組み込まれている演算・制御コンピュータCPUが受け持ち、これが画像メモリのデータを扱うのを容易にするために画像データDMA(direct memory access)転送回路が設けてある。さらに複雑な計算を高速におこなうために協同コンピュータ APU が付加できる。

5.3.1 画像演算回路 IMAC

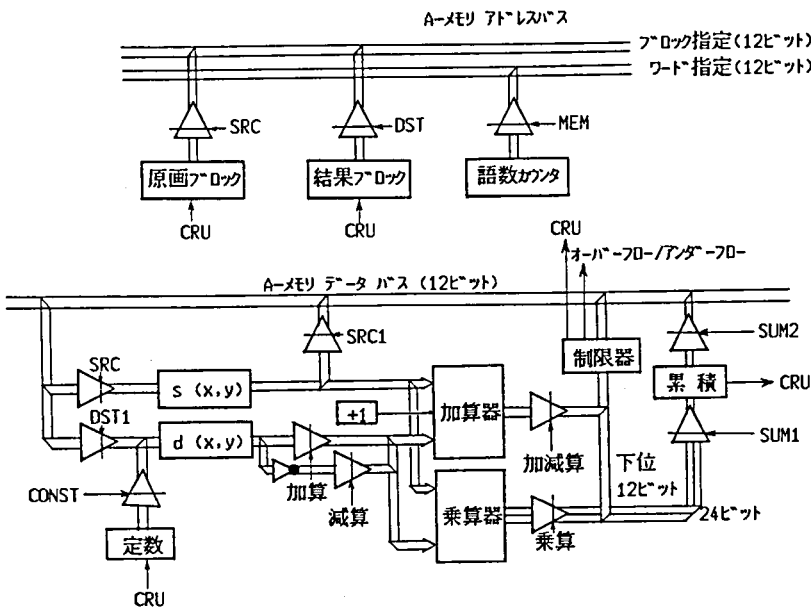
2枚の 64×64 の画像どうし（一方は定数でもよい）の加減乗算を自動的におこなう回路である。回路構成は図 5.4 のようになっており、A-メモリの原画ブロックと結果ブロックおよび動作の種類を指定して動作を開始すると、画像を構成する4096個のデータに順に演算を施し、結果を結果ブロックに送る。演算結果が過大のときは結果を4095に、結果が負になったときは0に自動的に抑制する。そしてこれらオーバーフローまたはアンダーフローが演算中に生じたかどうかは、後でエラー情報として検知できるようにして

いる。

この回路は1画像を14.9ms (11クロック \times 0.33 μ s \times 4096画素) で計算し終える。また演算結果の1画面分の累積値が合わせて得られる (これは24ビット長の倍精度になっている)。また指定により原画ブロックの内容をクリアすることもできる。

この回路の機能を活用して、像の基準化、重ね合わせ、微分、積分、時間軸平滑化、特定部の抽出、抽出部の計数値算出、あるいはメモリのクリアなど、画像処理の過程でしばしば現われる演算がごく短時間に実行できる。また ROIパターンをA-メモリの1ブロックに展開しておくことにより、ROI内の像を切り出すためにも便利に用いられる。

なお、256 \times 256像のときは、本回路の機能をプログラムにより4回繰り返して使えば演算できるから、回路上の機能としては64 \times 64像に限定している。



ゲート信号

- SRC: 原画ブロックを読み出す時
- DST: 結果ブロックを読み出す時
- MEM: メモリ アクセスの時
- SUM: 累積へ加算する時
- CONST: 定数を使う時
- CRU: コンピュータとの入出力

< 図 5.4 画像演算回路 IMAC の回路構成 >

5.3.2 演算子計算回路 OPEC

画像データ（64x64または256x256画素）に対して3x3マトリックスの荷重演算子を用させる、すなわち元の画像の画素ごとに、その周囲3x3点の値と演算子の対応する要素との総和を求めて、これを画素とする結果像を高速に計算する回路である。

演算子を $|W| = [w(i, j)]$, $i, j = -1, 0, +1$

原画像を $|S| = [s(x, y)]$, $x, y = 0 \sim 63$ （または $0 \sim 255$ ）

と表わすと、結果像は次のようになる。

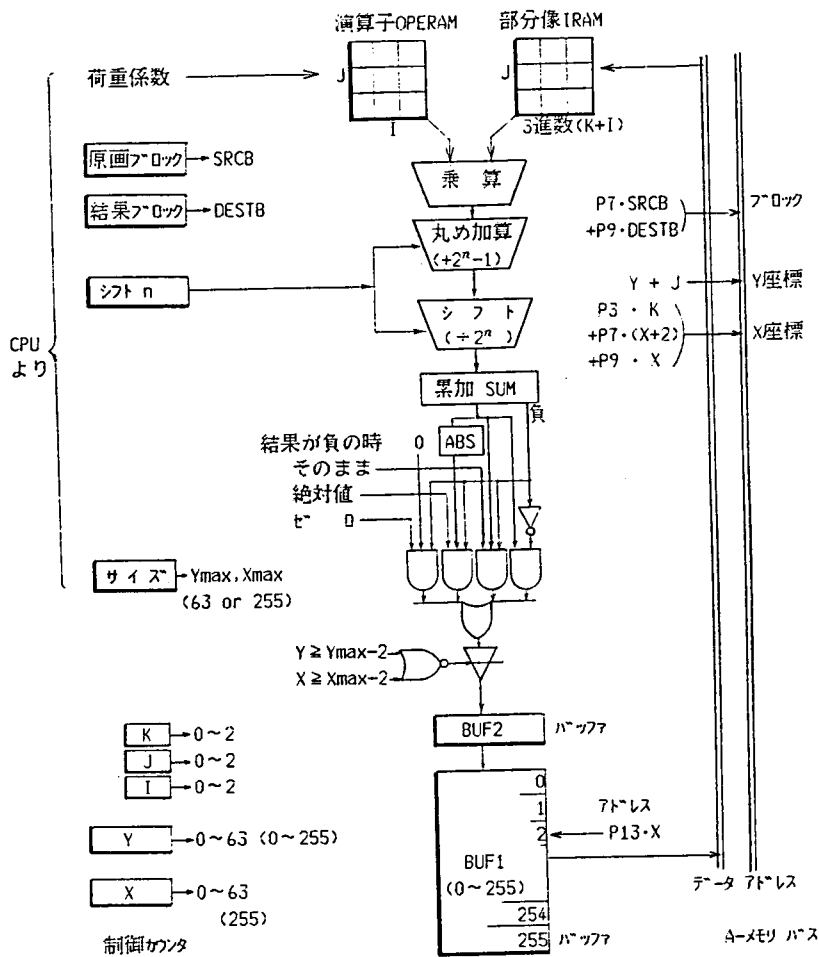
$$\begin{aligned}
 |R| &= |S| * |W| \\
 &= [r(x, y)] \\
 &= \left[\sum_i \sum_j \{s(x+i, y+j) * w(i, j)\} / 2^n \right] \quad x, y = 1 \sim 62 \text{ (または } 1 \sim 254 \text{) のとき} \\
 &\quad \quad \quad i, j \\
 &= 0 \quad \quad \quad x, y = 0, 63 \text{ (または } 0, 255 \text{) のとき}
 \end{aligned}$$

演算結果には、指定により n ($=0 \sim 7$) ビットの右シフトがほどこされ、この値を適当に与えることによってオーバーフローを抑えることができる。シフトの前に四捨五入のため $2^n - 1$ を加え、桁落ちを防いでいる。

$r(x, y)$ が負になったときは指定により r を、そのままとする、絶対値にする、ゼロにする、の3種が選択できる。

あわせて、 r のなかの最大値を求めることができる。

回路は図 5.5 のように形成されている。この動作を、説明の便のため BASIC 言語で記述すれば、図 5.6 のようになる。この回路でくふうしてあるのは、合わせて 65 語（または 257 語）の長さになるバッファ BUF2 および BUF1 を設け、データの結果ブロックへの転送をこれらを経由させて遅らせることによって、結果像の周辺部（ $x, y = 0, 63$ または $0, 255$ ）が単純な動作でゼロになるようにしたこと、3進カウンタ K を設けて、A-メモリから部分像 RAM への画素転送（プロセス P7）とそこからの取りだし（プロセス P12）を循環的におこない、A-メモリからの転送回数が IRAM の内容 9 個をつどすべて書き換えるのにくらべて $1/3$ になるようにしたこと、IRAM, OPERAM のアドレスをどのステップでも同一（図 5.6 の下線部はそのために加えた部分である）とするようにして回路の単純化をはかったこと、などである。



＜ 図 5.5 演算子計算回路 OPEC の構成 ＞

はじめに OPERAM,N,サイズ(XMAX,YMAX)の値はプログラムより設定しておく。
X,Y,I,J,K,BUF1(0~255),BUF2,SUMは、ゼロにしておく。

```

プロセス                                初期動作
P1                                FOR K=0 TO 1
| P2                                FOR J=0 TO 2
| | P3                                IRAM(J,K+1)=AMEM(Y+J,K)
| | L                                NEXT J
| L                                NEXT I
L

```

主動作

(ここでK=2になっている。)

```

P4                                FOR Y=0 TO YMAX
| P5                                FOR X=0 TO XMAX
| | P6                                FOR J=0 TO 2
| | | P7                                IRAM(J,K+1)=AMEM(Y+J,X+2)
| | | L                                NEXT J
| | P8                                K=TRI(K+1)
| | P9                                AMEM(Y+J,X)=BUF1(X)
| | P10                               FOR J=0 TO 2
| | | P11                               FOR I=0 TO 2
| | | | P12                               SUM=SUM+OPERAM(J,I)*IRAM(J,TRI(K+I))/2^N
| | | | |                               IF X>=XMAX-2 THEN SUM=0
| | | | |                               IF Y>=YMAX-2 THEN SUM=0
| | | | L                               NEXT I
| | | L                               NEXT J
| | P13                               BUF1(X)=BUF2, BUF2=SUM, SUM=0
| L                               NEXT X
L                               NEXT Y

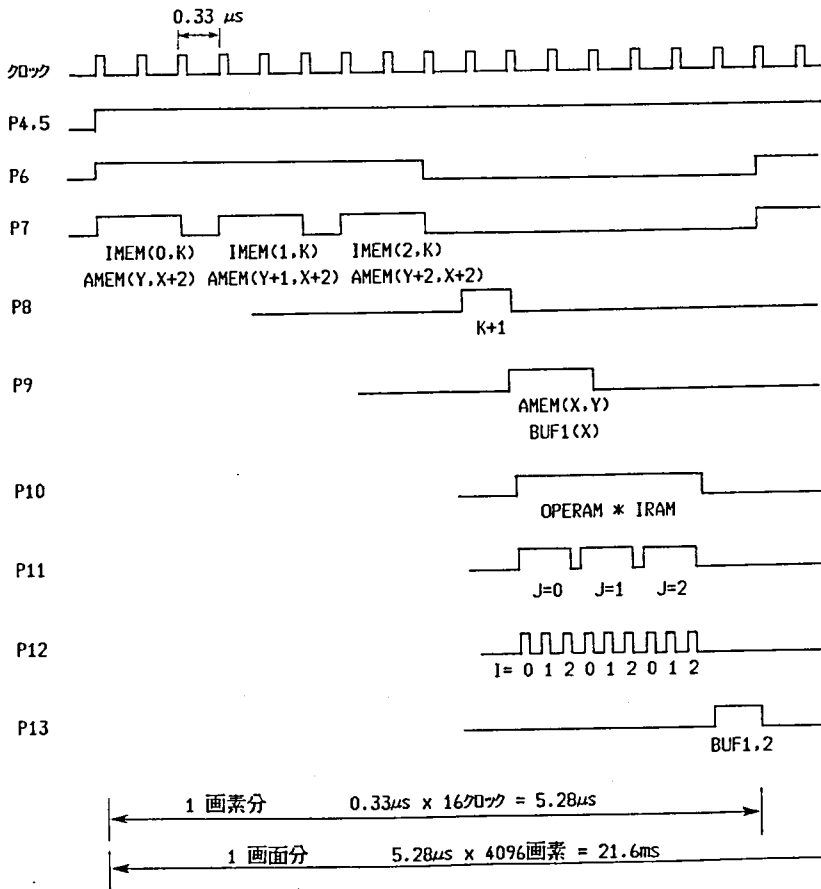
```

注. TRI(V): 3進数の最下位、すなわち =0,1,2,0,1,2,...

〈 図 5.6 演算子計算回路 OPEC の 動作 (BASIC言語で記述) 〉

動作時間はタイムチャートを図5.7に示すように、1画面の計算に21.6msを要し、初期動作に要する時間を加えると21.8msとなる。この大半はA-メモリとのデータ転送に費やされている。この回路による演算速度を、通常のアセンブラプログラムによる演算と比較すると次のようになり、本回路によって大幅な処理速度の向上を得ている。画像演算だけでなく、画像内の最大値発見機能は、像を規格化してデータ処理や表示をおこなうためにしばしば必要であり、効果的である。

課 題	OPECによる動作時間	プログラムによる動作時間	比率
平滑、微分など	21.8 (ms)	750 (ms)	34 (倍)
1画素移動	21.8	130	6.0
最大値発見	21.8	230	10.5



< 図 5.7 OPECの動作のタイムチャート >

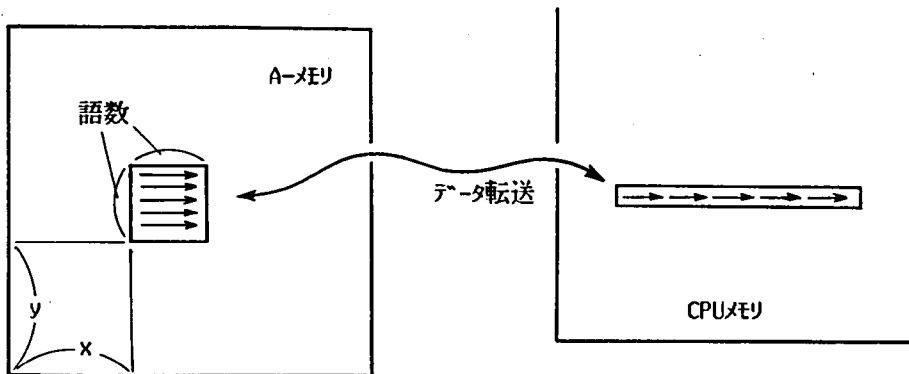
5.3.3 画像データ転送回路

A-メモリおよびR-メモリと演算・制御コンピュータのメモリとの間には、データを画像処理に特に適した形式で転送する回路が設けられ、同コンピュータによる一般的な画像処理に便ならしめている。

転送にあたり、次のパラメータをコンピュータプログラムで指定する。

位置	(メモリ ブロック、X、Y、CPUメモリ アドレス)
語数	(1~4096)
サイズ	(64 または 256)
モード	(一次元、画面、時間軸)
メモリ	(A または R)
転送	(読みだし または 書き込み)

モードを一次元と指定した場合には、指定位置からアドレス順に指定個数のデータが転送される。画面モードの場合には図5.7のように、指定位置より指定語数の自乗個のデータが転送される（したがって指定語数の最大は64となり、そのとき実際には4096個のデータが転送される）。この転送モードは、画素の周辺を対象とする演算処理に用いて便利である。時間軸モードでは、メモリ ブロックにまたがって指定ブロックから指定枚数(語数)の画像について同一位置のデータを順に転送する。時系列画像データの並びから時系列曲線を取り出すときに有用な手段となる。



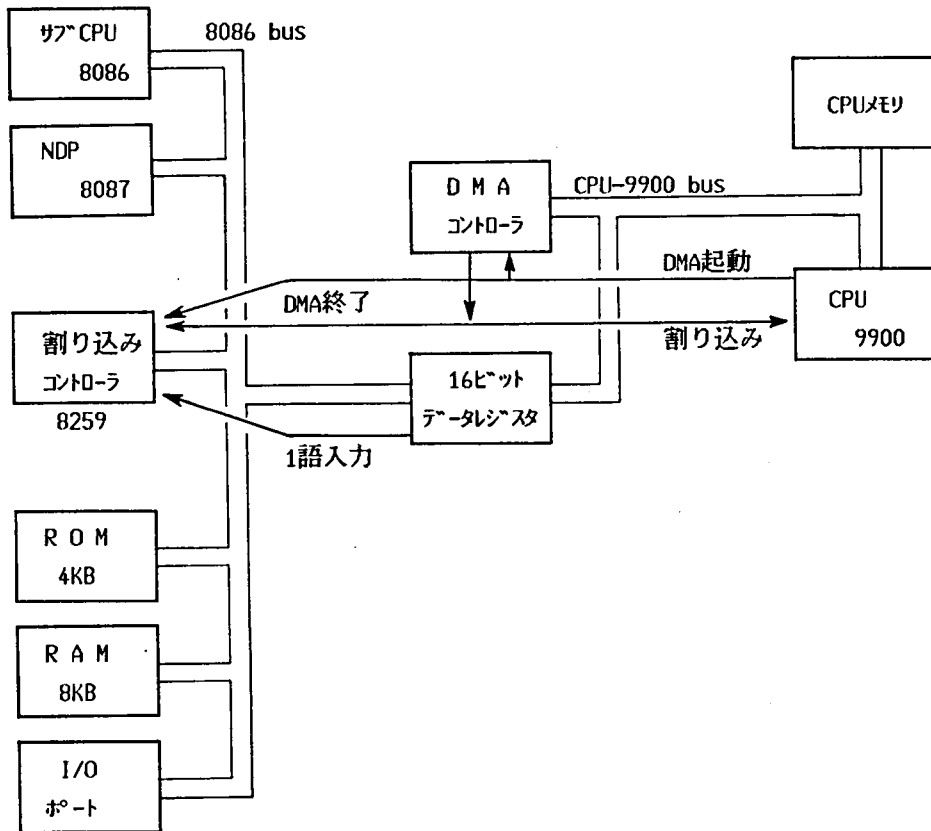
＜ 図 5.7 画面モードの場合のデータ転送 ＞

データ転送はコンピュータメモリに対してDMA方式によりおこなわれ、動作開始後はプログラムの進行と独立して、1語あたり $2.97\mu\text{s}$ ($=0.33\mu\text{s} \times 9000$) で送られる。終了は割り込みにより、または動作中フラグを入力命令で調べることで検出される。

このような転送を通常のプログラムで行えばおよそ $150\mu\text{s}$ を要し、この転送回路の効果は50倍に達している。画面モードの転送方式は画像の部分的データ処理に便利であるほか、部分領域のなかの最大値発見にも適している。時間軸転送はその本来の用途のほか、ECTマルチスライス像を作成した後のサジタル像、コロナル像への変換にも便利な機能である。

5.3.4 協同数値演算プロセッサ APU

多量の、特に浮動小数点形式の数値を扱う計算のために、この協同プロセッサを付加することができる。構成を図5.8に示すように、制御プロセッサ8086と、その演算用協同プロセッサ8087を主体とし、これらの動作のためにローカルメモリROM 4K バイト、RAM 4K バイトを備えている。8086(INTEL製)は、16ビット論理のマイクロコンピュータであり、8087(INTEL製)は 8086と直接に結合するようにつくられた NDP(numeric data processor)と呼ばれるコプロセッサ(coprocessor)で、倍精度を含む整数、浮動小数点数、超越関数などの演算を高速におこなう。



＜ 図 5.8 協同数値演算プロセッサ APU の 構成 ＞

本体CPUとの間のデータ送受のために、本体側にはDMA方式、APU側ではプログラム送受信方式の転送回路を設け、両者間のデータ形式をAPUにて変換しながら、 $25\mu\text{s}/\text{語}$ の速度で転送する。したがって、数個程度のデータに対する演算では演算時間より転送時間が大きくて演算の高速性は発揮されないが、フーリエ変換、コンボリューション、バックプロジェクションなどのまとまった演算では大きな効果をもたらす。APUが本体CPUか

らデータを受取り、計算し、ふたたびCPUに結果を送ってくる間も、CPUはほとんど通常の速度で動作を続けることができるので、CPUはデータの準備や整理、また一部の演算を受け持つなど、2個のデータ処理機能を並行して活用することができる。

この装置では、エミッションCTにおける投影再構成計算にこのAPUを活用しており、下に示すように従来装置より優れた結果を得ている。

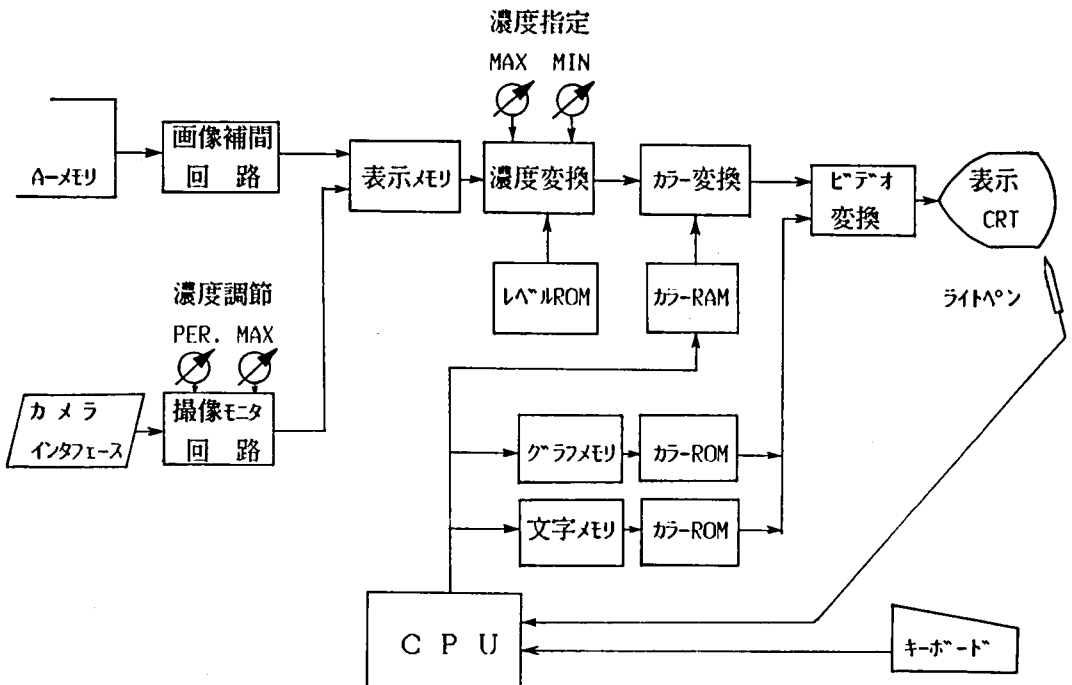
ECT 再構成 演算時間 (30 投影、64x64画素像)

(FPU: Floating data Processing Unit)

SCINTIPAC-2400 (ミニコン NOVA/4X, FPUなし)	3.0分
同 (" " FPU付き)	30秒
SCINTIPAC-70A (マイクロコン 9900, APUなし)	10.5 分
同 (" " APU付き)	20 秒

5.4 データ表示部の構造

データ表示部の主要要素を図5.9に示す。これらのうち主要部分の構造、特徴について述べる。



＜ 図 5.9 データ表示部の主要要素 ＞

5.4.1 表示メモリ (D-メモリ)

CRTディスプレイに表示する256x256画素、12ビット/画素のデータを保持する。48個の16Kビット C-MOSダイナミックRAMチップで構成している。

像は画像補間回路あるいは撮像モニタ回路から送り込まれ、次の像が送り込まれるまで保持するとともに、表示CRTのラスタ走査に同期して対応アドレスのデータをビデオ回路に送り出す。この速度は標準ビデオ信号（ただし走査線を561本に増加している）に載せるために1画素当り140nsとなるが、メモリ素子のサイクルタイムは500nsなので、1度に4画素分48ビットのデータを読み書きしている。

画像補間回路または撮像モニタ回路からのデータは、ビデオ信号の水平帰線期間内に書き込んで、表示出力を乱さないようにする。A-メモリから画像補間回路を通して表示メモリに書き込まれる画像データは、図5.10のように64×64、128×128、256×256の3種のいずれかになり、表示メモリのサイズに応じた表示枠のいずれかにおさまる。

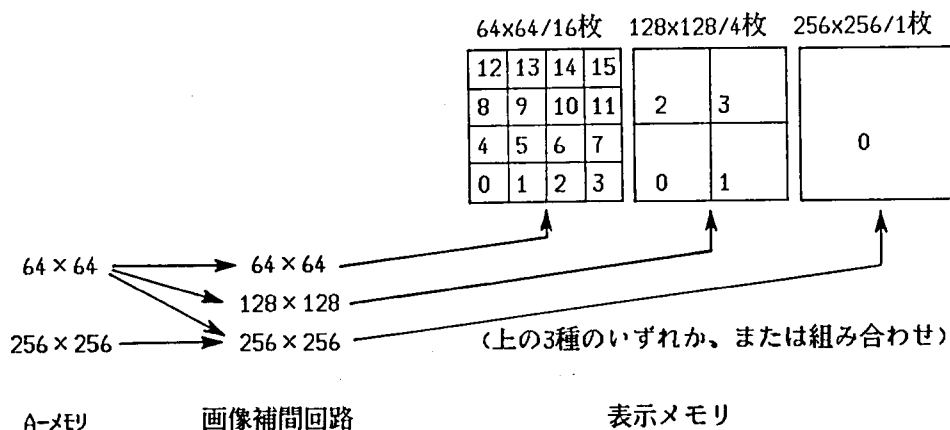


図5.10 画像の補間拡大経路

カメラ像をモニタする動作の時は、カメラ信号のX,Y信号に対応した表示メモリの1アドレスがモニタ回路から指定され、その番地の内容に1を加える。表示メモリにこれが積算されシンチグラムを集積形成し表示する。積算をただ続けるならば表示レベルは上昇する一方となり、シンチグラムの動きもつかめないで、適当な周期で積算像全画素からすべて1を差し引く（表示走査のときに、読み出したデータより1を差し引いて再書き込みをするようにして実現させている）。こうして表示画面には適度の残光性をもったシンチグラムモニタ像が現われる。

5.4.2 画像補間回路

A-メモリより表示メモリへ画像を補間拡大して（あるいはそのままのサイズで）書き込むには、プログラムよりCRU出力命令にて次のような指令を回路に発する。

- ① 補間転送指令を出してHOKANフリップフロップを1にセットする
- ② A,D両メモリにおける像サイズを指示

- ③ D-メモリ上の像位置を指示
- ④ A-メモリのブロック位置を指示
- ⑤ 補間開始

1枚の像の補間転送が完了すればHOKANフリップフロップが0にリセットされ、割り込み信号がCPUに送られる。またCRU入力命令でHOKANの状態を読み取ることもできる。

D-メモリへの転送は表示を妨げないよう表示CRTの水平帰線期間(約22.4 μ s)に各38点ずつ行われ、動作時間は次のようになる。

A-メモリ像	D-メモリ像	表示位置	動作時間(ms)	最高表示速度(枚/秒)
64	64	0~15	10.8	92
64	128	0~3	25.9	38
64	256	0	103.5	9.6
256	256	0	173	5.8

小サイズの画像を辺長2倍あるいは4倍に拡大するには、図5.11のように元の画像の中間要素を計算して埋め込まなければならない。

原64 \times 64像	補間128 \times 128像 (2倍拡大)	補間256 \times 256像 (4倍拡大)
	
	<u>Z_{0/4}</u> , Z _{1/4} , Z _{2/4} , <u>Z_{3/4}</u> , Z _{4/4} ,
	<u>Y_{0/2}</u> , Y _{1/2} , <u>Y_{2/2}</u> , Y _{3/2}	Z _{0/3} , Z _{1/3} , Z _{2/3} , Z _{3/3} , Z _{4/3} ,
X _{0/1} , X _{1/1} ,	Y _{0/1} , Y _{1/1} , Y _{2/1} , Y _{3/1} ,	Z _{0/2} , Z _{1/2} , Z _{2/2} , Z _{3/2} , Z _{4/2} ,
X _{0/0} , X _{1/0} ,	<u>Y_{0/0}</u> , Y _{1/0} , <u>Y_{2/0}</u> , Y _{3/0} ,	Z _{0/1} , Z _{1/1} , Z _{2/1} , Z _{3/1} , Z _{4/1} ,
		<u>Z_{0/0}</u> , Z _{1/0} , Z _{2/0} , <u>Z_{3/0}</u> , Z _{4/0} .

(下線の要素は原画像と同一とし、他は補間して求める。)

＜ 図5.11 補間拡大像と原画像の関係 ＞

補間した画素の値をいかに定めるかは議論のあるところであるが、実用的には周辺値の直線的補間で十分であり、補間値をできるだけ短時間に計算して動的表示速度を早めるために、図5.12に示す荷重係数を表の形にしてROMに置き、次式によって高速に荷重平均値を求める回路を考案した。

$$Z(4i+m)/(4j+n) = \frac{\left\{ \begin{array}{l} X_{i/(j+1)} * W_{2.m/n} + X_{(i+1)/(j+1)} * W_{3.m/n} \\ + X_{i/j} * W_{0.m/n} + X_{(i+1)/j} * W_{1.m/n} \end{array} \right\}}{(W_{0.m/n} + W_{1.m/n} + W_{2.m/n} + W_{3.m/n})}$$

$i, j = 0 \sim 63$
 $m, n = 0, 1, 2, 3$ (4倍のとき), $= 0, 2$ (2倍のとき), $= 0$ (そのまま)

荷重係数をこのように選べば、すべての座標について係数の和はおなじ値(16)となり、除算は右シフトによって実現できる。また拡大率 1、2、4倍について同一の表を適応できる。

W_2	<table> <tr><td>16</td><td>12</td><td>8</td><td>4</td><td>0</td></tr> <tr><td>12</td><td>9</td><td>6</td><td>3</td><td>0</td></tr> <tr><td>8</td><td>6</td><td>4</td><td>2</td><td>0</td></tr> <tr><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> </table>	16	12	8	4	0	12	9	6	3	0	8	6	4	2	0	4	3	2	1	0	0	0	0	0	0	W_3	<table> <tr><td>0</td><td>4</td><td>8</td><td>12</td><td>16</td></tr> <tr><td>0</td><td>3</td><td>6</td><td>9</td><td>12</td></tr> <tr><td>0</td><td>2</td><td>4</td><td>6</td><td>8</td></tr> <tr><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> </table>	0	4	8	12	16	0	3	6	9	12	0	2	4	6	8	4	3	2	1	0	0	0	0	0	0
16	12	8	4	0																																																	
12	9	6	3	0																																																	
8	6	4	2	0																																																	
4	3	2	1	0																																																	
0	0	0	0	0																																																	
0	4	8	12	16																																																	
0	3	6	9	12																																																	
0	2	4	6	8																																																	
4	3	2	1	0																																																	
0	0	0	0	0																																																	
W_0	<table> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>8</td><td>6</td><td>4</td><td>2</td><td>0</td></tr> <tr><td>12</td><td>9</td><td>6</td><td>3</td><td>0</td></tr> <tr><td>16</td><td>12</td><td>8</td><td>4</td><td>0</td></tr> </table>	0	0	0	0	0	4	3	2	1	0	8	6	4	2	0	12	9	6	3	0	16	12	8	4	0	W_1	<table> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>2</td><td>4</td><td>6</td><td>8</td></tr> <tr><td>0</td><td>3</td><td>6</td><td>9</td><td>12</td></tr> <tr><td>0</td><td>4</td><td>8</td><td>12</td><td>16</td></tr> </table>	0	0	0	0	0	4	3	2	1	0	0	2	4	6	8	0	3	6	9	12	0	4	8	12	16
0	0	0	0	0																																																	
4	3	2	1	0																																																	
8	6	4	2	0																																																	
12	9	6	3	0																																																	
16	12	8	4	0																																																	
0	0	0	0	0																																																	
4	3	2	1	0																																																	
0	2	4	6	8																																																	
0	3	6	9	12																																																	
0	4	8	12	16																																																	

\uparrow

n

\rightarrow

m

(結果を1/16にする)

< 図5.12 補間拡大のための荷重係数表 >

補間拡大回路の動作をBASIC言語により記述すれば次のようになる。(図5.13) 荷重係数表 WT は、図5.12 の 4倍拡大のための係数を入れておけば他のいずれの場合にも適合できるようにしてある。

```

記号  SIZEA: A-メモリ 像サイズ      ( 64  64  64  256 )
      SIZED: D-メモリ 像サイズ     ( 64 128 256 256 )
      POS: 表示位置                 ( 0~15 0~3  0   0 )
      XP: 拡大率                     ( 1   2   4   1 )

AMEM[番地]: A-メモリの内容
DMEM[番地]: D-メモリの内容
WT[0~3,0~3,0~3]: 荷重計数表
      DATA  WT[2,m,n]: 12, 9, 6, 3      WT[3,m,n]: 0, 3, 6, 9
                        8, 6, 4, 2          0, 2, 4, 6
                        4, 3, 2, 1          0, 1, 2, 3
                        0, 0, 0, 0          0, 0, 0, 0
      WT[0,m,n]: 4, 3, 2, 1      WT[1,m,n]: 0, 1, 2, 3
                        8, 6, 4, 2          0, 2, 4, 6
                        12, 9, 6, 3         0, 3, 6, 9
                        16,12, 8, 4         0, 4, 8,12

```

——動作——

```

XP=SIZED/SIZEA

FOR J=0 TO SIZEA-1
  FOR I=0 TO SIZEA-1

    FOR K1=0 TO 1
      FOR K0=0 TO 1
        JK=J+K1, IF JK=SIZEA THEN JK=SIZEA-1
        IK=I+K0, IF IK=SIZEA THEN IK=SIZEA-1
        X[K1*2+K0]=AMEM[BLOCK*SIZEA^2+JK*SIZEA+IK]
      NEXT K0      <A-メモリより周辺4データを取り出す>
    NEXT K1

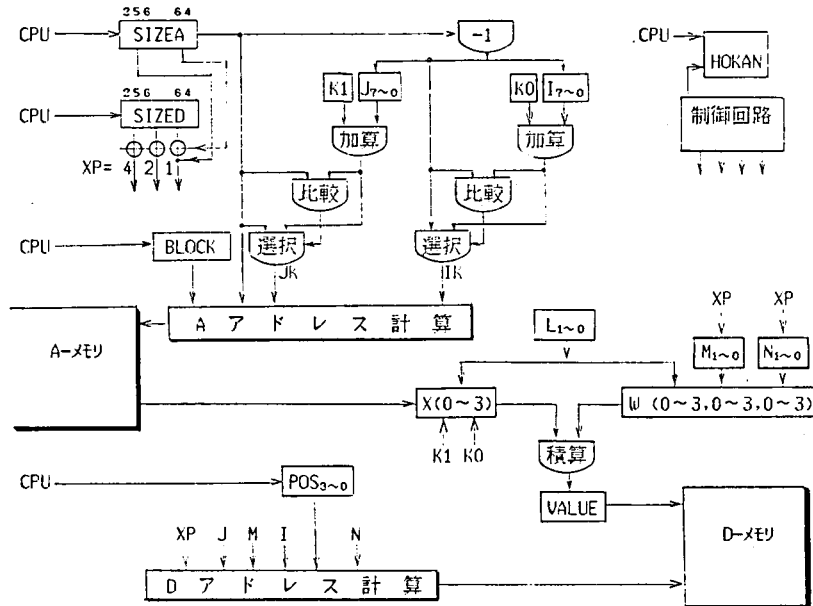
    FOR M=0 TO XP
      FOR N=0 TO XP
        VALUE=0
        FOR L=0 TO 3
          VALUE=VALUE+WT[L,M*4/XP,N]*X[L]
        NEXT L      <補間値を計算>
        DMEM[(XP*J+M)*256+XP*I+N
          +(INT(XP*POS/4)*256+MOD(XP*POS,4))*SIZED]=VALUE/16
      NEXT N      <補間値をD-メモリへ書き込み>
    NEXT M
  NEXT I
NEXT J

```

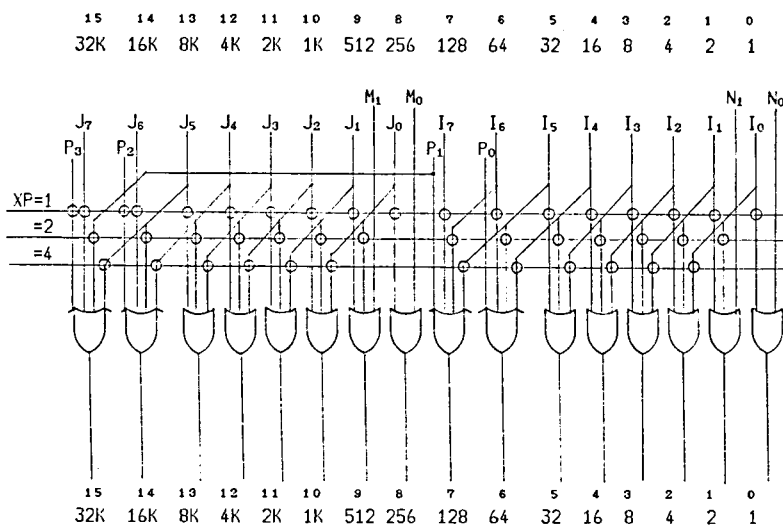
(注) INT(v): vの整数部を得る関数
 MOD(v,m): vをmで除した剰余
 (vが整数,m=2^nのときはvの下位nビット)

< 図 5.13 画像補間回路の動作 (BASIC言語を利用して記述) >

回路構成の概略を図5.14 にしめす。このように、補間画素の座標に対応させた係数表をROMにて構成し、係数の合計がどの座標でも同一となるように値を選ぶことによって、単純にして高速な画像補間拡大回路を実現させた。D-メモリのアドレス計算は、式の上では複雑に見えるが、存在しない状態の組み合わせを考慮に入れて単純化すれば、図5.15のように単純な回路になる。



＜ 図 5.14 画像補間拡大回路の構成概略 ＞



＜ 図 5.15 D-メモリのアドレス計算回路 ＞

5.4.3 濃度変換回路

表示メモリに置かれた画像データは、それぞれの画素につき最大12ビット長の計数値をもっているが、CRT画面上の表示では中間の階調を任意に拡大して表わしたいことがよくある。この機能は、アナログ回路においては濃度信号増幅器の増幅度とゼロ点を任意に調節できるようにしておくことで容易に実現できるが、本装置においては元のデータがデジタル値であり、あとに述べる任意のカラー変換のためにデジタル値のままに変換したい。そこで以下のようなデジタル技術による濃度変換回路を考案した。

この回路の動作を数式で表わせば

$$\text{LEVEL} = 63 * (\text{DATA} - \text{Clow}) / (\text{Cup} - \text{Clow})$$

$$\text{Cup} = \text{Dmax} * \text{Sup}$$

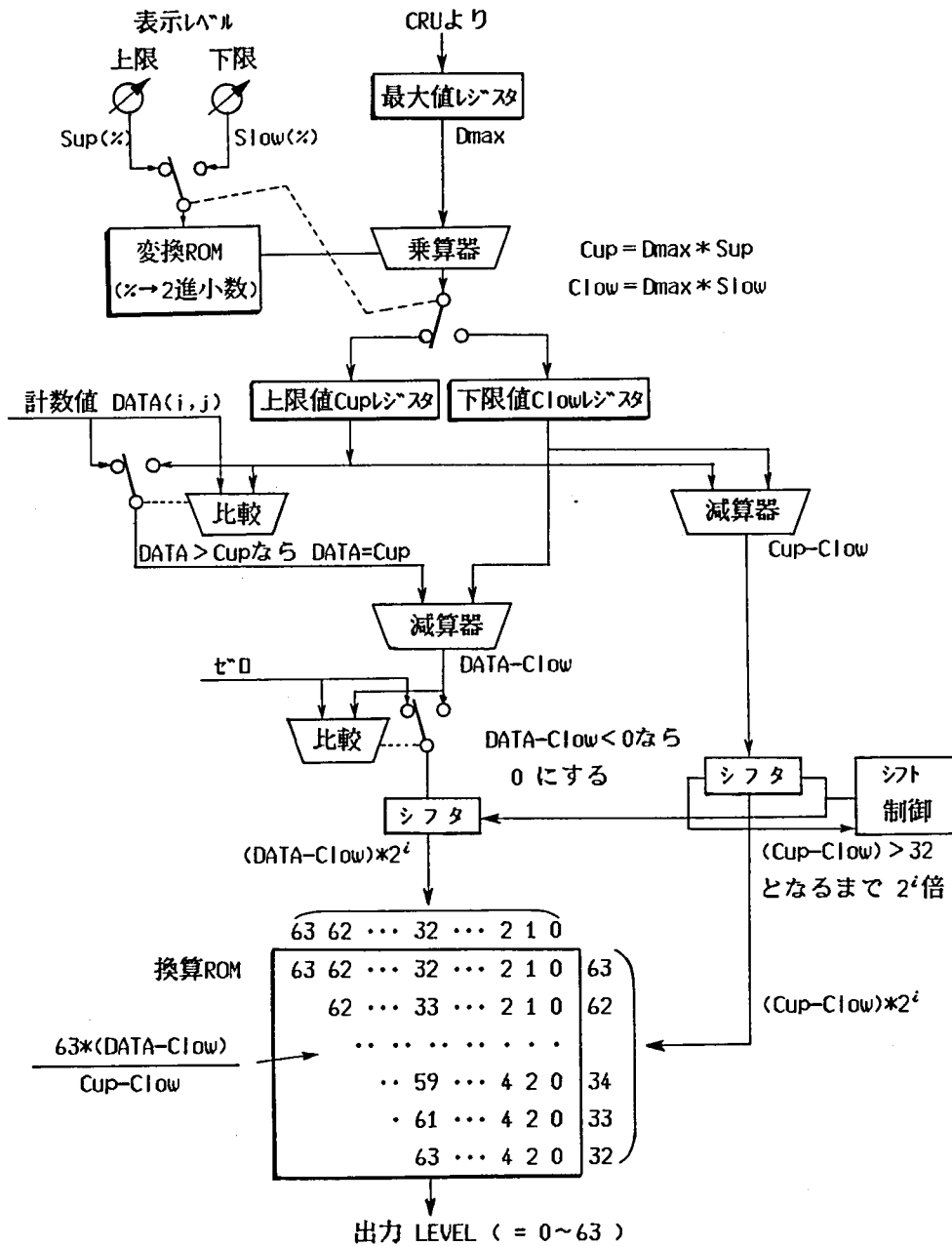
$$\text{Clow} = \text{Dmax} * \text{Slow}$$

LEVEL が > 63 のときは = 63 に、< 0 のときは = 0 にする。

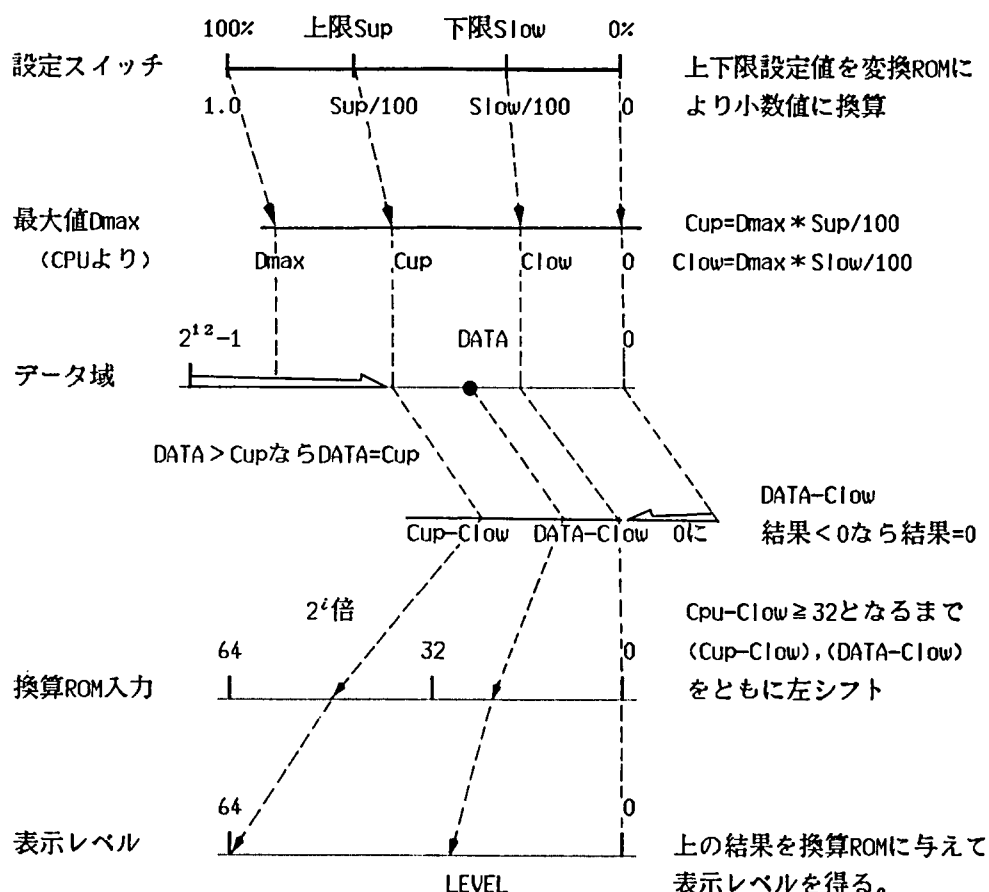
ここに、DATA はある画素の原計数値、LEVEL はその表示レベル、Dmax はその画像の最大値、Sup と Slow は設定スイッチから与えた上限値と下限値(範囲は 0~1 とする)である。

こうすれば百分率で目盛られた上下限スイッチにより指示される範囲の階調が 0~63 に拡大される。表示レベル 100% に相当する計数値 Dmax はプログラムにより指示され、通常は表示像の最大値(時系列像の場合は全体の最大値)を、OPEC によるなどして求めて用いる。カメラ像モニタの時は、パネル上の設定スイッチ [MAX] より与える。

回路構成は図 5.16 のようになっており、図 5.17 のように動作する。



< 図5.16 濃度変換回路の回路構成 >



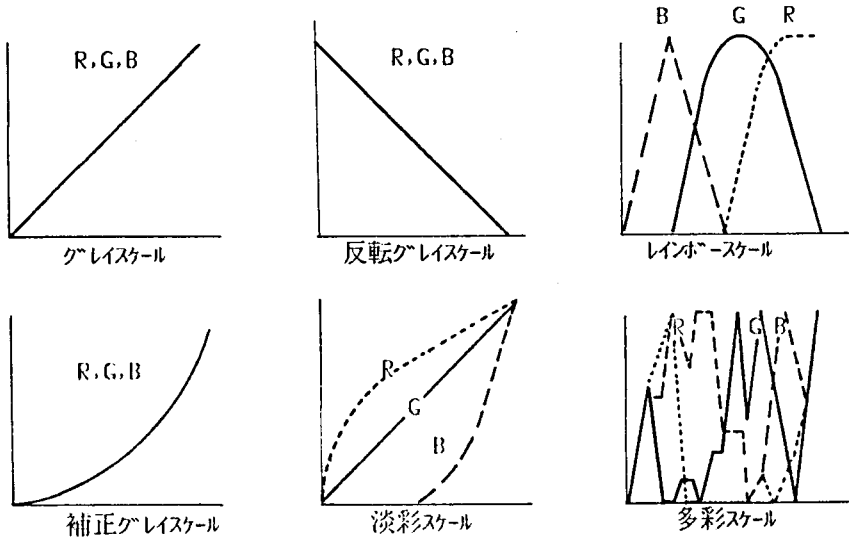
＜ 図 5.17 濃度変換の動作 ＞

このように、ROMによる換算表を利用することにより、簡単な回路と処理動作によって濃度変換を行っている。したがって処理時間を短くすることができ、CRT表示のラスト走査に同期して、1画素あたり0.3μsで変換を続ける。

なお、上限値Cup、下限値Clowは、表示レベルを変更するときのみ計算しなおせばよいので、本装置の量産モデルでは、設定スイッチの値が変わったとき（クロック割り込みのたびに読み取って調べる）CPUで計算して、プログラム出力によりレジスタに設定するようにして、乗算器、変換ROM、最大値レジスタを省略している。

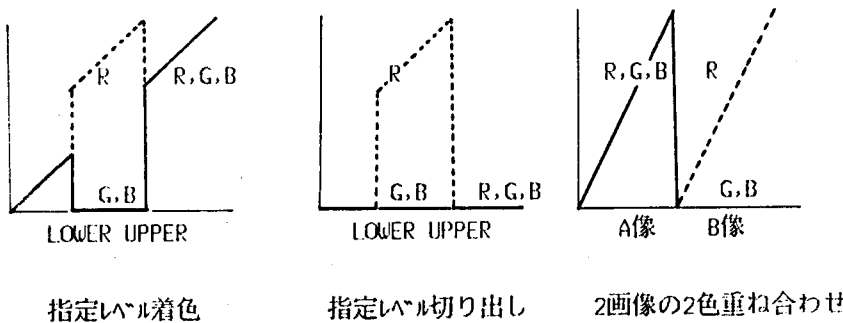
5.4.4 カラー変換回路

濃度のレベル0~63を、3色(Red, Green, Blue)の混合よりなる色彩64種に対応して変換し、いわゆる疑似カラーを生成する。濃度スケールはカラーRAMの上に形成された変換表により、任意の色彩混合スケールに変換される。変換表は、図5.18 のように数種類が用意されており、キーボードの[COLOR]キーを押すごとに起動するプログラムによって順次に切り換えられるようになっていて、画面を見ながら、表示の目的に応じて適当な色彩スケールを選ぶことができる。



< 図5.18 色彩混合・スケール変換表 >

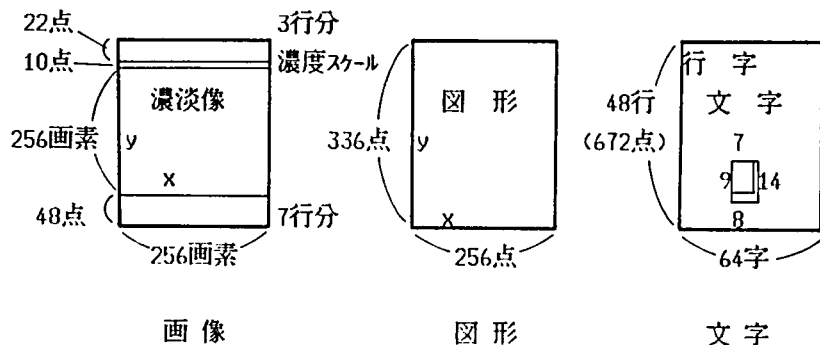
また、RAM変換表の内容は任意に設定することができ、目的に応じてつど作成して、図5.19 のように効果的な使いかたを工夫することができる。



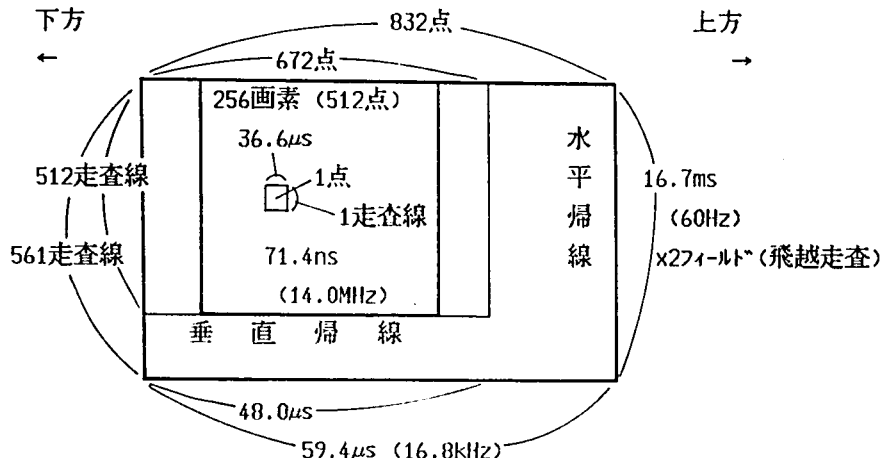
< 図5.19 色彩混合・スケール変換表の活用例 >

5.4.5 表示CRT

CRTディスプレイは、D-メモリの画像、C-メモリにおかれた文字、G-メモリの持つ図形、を重ね合わせて表示する。CRTの画面は、画像、文字、図形に対して図5.20に示すように座標が定められ、同一点については、文字、図形、画像の順に優先順位を下げて重ねる。正方形の画像をCRT画面中央に表示し、上下に説明文を置くために、画面を縦長に配置している。辺長256点の画像を完全に表示するために、走査線を561本に増加したディスプレイを用い、図5.21に示すような諸元のビデオ画像としてある。



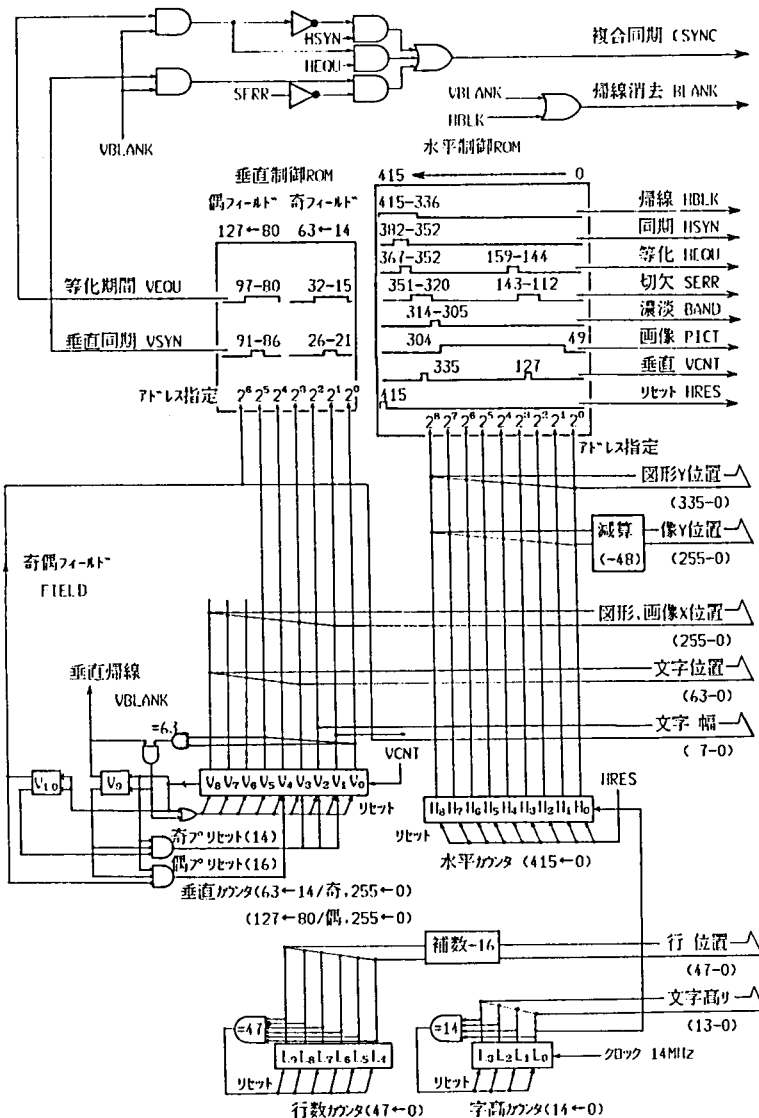
< 図5.20 CRT画面の座標 >



< 図5.21 ビデオ信号の諸元 >

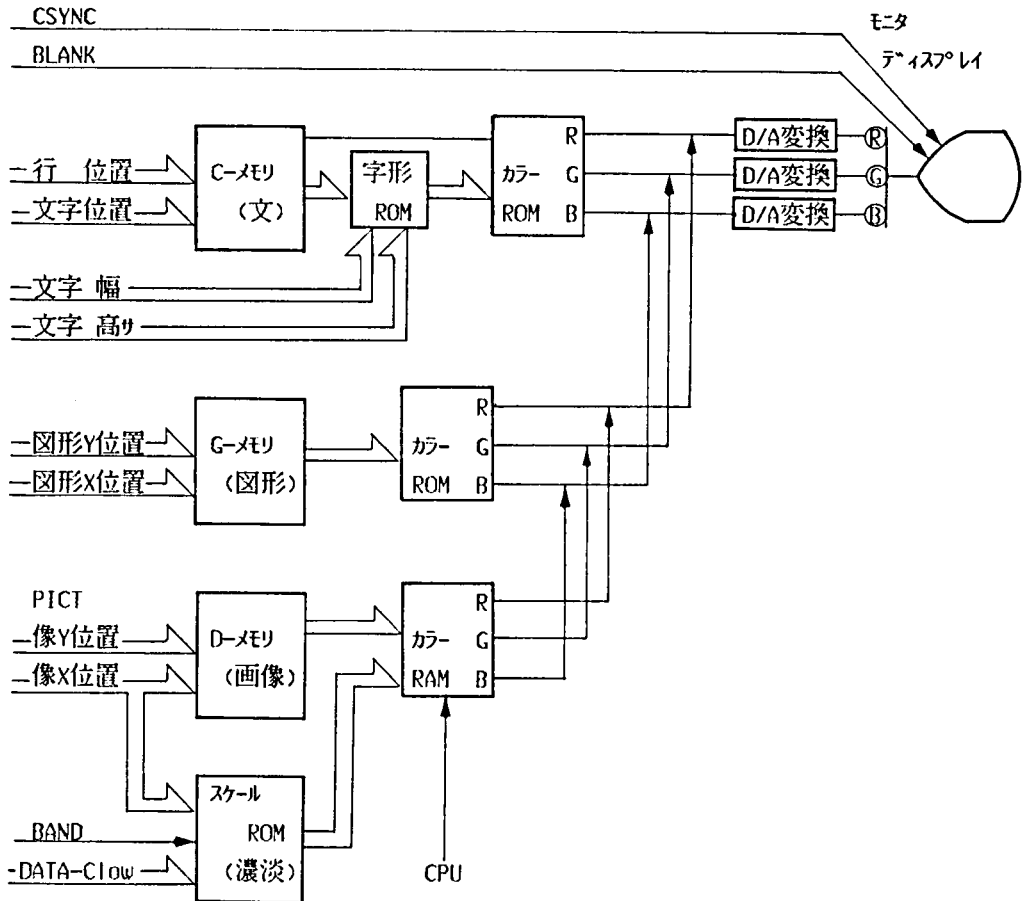
CRTディスプレイ装置を駆動し、またその走査に同期してメモリから表示すべきデータを取り出すために各種のタイミング信号が必要である。通常、ビデオ画面は、微細な表現を求め、またフリッカを抑えるために、飛び越し走査により形成され、本装置の表示画面もそれになっているが、そのために1画面を形成する奇数本の走査線の前半と後半とでは、水平、垂直両同期信号の位相を水平走査線の半周期分ずらさなければなら

ない。また標準(NTSC)の複合同期信号は両同期信号に加えて、等化同期パルスや切り欠き(SERRATION)信号を垂直同期部に加えなければならず、これらを発生する波形回路は複雑になりがちである。本装置では図5.22のように、2進カウンタとROMとを組み合わせた波形回路を考案した。ROMに波形を記憶させておくことによって回路が単純になるほか、走査線の本数や画像の表示位置を変更することなども容易になる。(製品形以降においては像Y位置信号も水平ROMに組み込み、減算(-48)回路を除いた。)



＜ 図5.22 表示メモリとCRT表示装置を駆動する波形回路 ＞

この波形回路より図 5.23 に示すようにメモリとCRT回路を駆動して、表示をおこなう。



＜ 図 5.23 表示メモリからCRTディスプレイへの回路 ＞

鮮明な画像や文字を表示するためには、ビデオ信号回路の応答速度を20～30nsでいかに高め、またCRTは水平走査線上の分解能500点以上の高密度表示管を用いなければならない。波形回路やROM、RAMなどのデジタル回路、またD/A変換器やビデオ回路などの応答速度やゲートの遅れによるグリッチなどの発生に注意し、要所に整形フリップフロップを入れる（そのために1クロックの遅れが出るところでは、前段の回路の動作を1クロック分だけ進めておく）などの意を払って製作しなければならない。

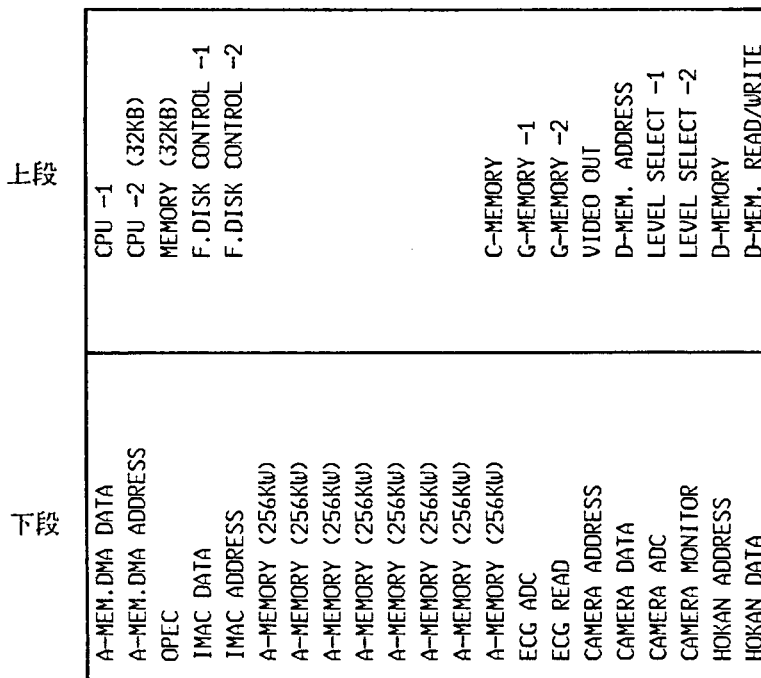
5.5 装置の内部の構成

以上に述べたような機能を含めて、本装置の回路は35枚のプリント基板上に実現され、**図 5.24** のように2段のラックに収められている。装置は、このラックおよび電源などを収容した枠体1本とディスプレイ、キーボードなどを配した操作部とで構成されている。

1枚のプリント基板は、340mm x 204mm の大きさで36点X2層X2個のプリントコネクタを付け、平均80個のICを搭載している。大部分は両面プリント配線の基板とし、動作の安定化が必要でありまた配線本数の多いメモリ制御回路には、電源線を中間に挟んだ3層のプリント配線を用いた。

全体としてできるだけコンパクトな形状とし、病院内で大きなスペースを占めないよう、また容易に移動できるように、特にベッドサイドに置くときに医療行為を妨げないように、操作部と本体とを分離して、使い易くなるように配慮した。

プリント基板ラック



＜図 5.24 装置内部の回路配置＞

5.6 まとめ

装置の内部構造について、データ採取部、データ処理部、データ表示部、内部構造に分けて、特にくふうしたところを述べた。実際に利用現場に用いられる装置は、高度のしかし過大ではない機能を、極力取り扱いやすくまた経済的に実現することが大切である。データ採取用回路、データ処理に用いる高速演算回路、画像表示のための回路などは、とにかく複雑な構成になりがちであり、装置規模を過大にして総合利用効果を低下せしめるが、回路設計を工夫することによって、簡潔な回路にまとめることができ、あるいはそれにすこしの要素を追加することによって、実用上大きな効果を発揮する機能を実現することもできる。本章にそのような例のいくつかを示した。

データ採取部では、コンピュータから採取回路にデータ採取モードを指定するコントロールワードの設計、カメラからのデータを漏らすことなく採取し変換して画像メモリに収集する回路とそのアドレス選択法、そして画像メモリに接続される多数の回路の優先順位、などの設計が重要な点になる。データ採取動作は、画像の空間的な構成を回路網の動作に依存し、時間的なデータ構成をプログラム制御により分担しておこなうように設計して、単純な回路とした。そしてアドレス選択回路に座標変換回路を付加して、視野分割、スライス、リストモードなどの便利な採取法を可能とした。

データ処理部では画像に対する定形のおよび非定形的な高速演算とそのための便利なデータ転送回路をいかに簡潔に実現させるかが課題となる。そこで、定形的画像演算回路IMAC、OPECの設計においては、動作をプログラム言語で記述して反復・重複動作を抽出し、回路を単純なものとした。非定形処理においては、メモリとコンピュータの間のデータ転送機能に2次元あるいは時系列モードの取り扱いを加え、また数値計算専用の協同コンピュータを付加して、高速・高度のデータ処理を可能にした。

データ表示部においては、低分解能(64x64)の原画像を高速に高画素密度の画像に補間し拡大する回路を開発し、また、表示すべき画像を、人が容易にかつ正しく認識できるように、表示濃度レベルおよびカラスケールを種々に変換するための回路を備える。これらを、不安定・不正確になりがちなアナログ回路でなく、完全なデジタル方式による回路によって実現せしめた。

これらの回路設計のなかでは、ROM、RAMなどの半導体LSI素子を効果的に用いることが、回路の性能向上と単純化に寄与している。こうした回路実現の手段と設計仕様とをよく吟味して設計しないと、仕様のわずかの追加が装置の規模を過大にしてしまう場合もよくある。たとえば本装置において、採取画像のサイズとして64x64と256x256のほか128x128や32x32を加える案があったが、これを実施すれば、メモリ制御回路、画像演算回路、補間回路のすべてにわたり制御系統が複雑になって、全体として数枚以上のプリント基板増加をきたす。また操作体系やプログラムも複雑になる。ところがA-メモリ256K語は2枚の基板で構成されるので、中間データサイズを設けてメモリを節約しようとするよりは、サイズを統合して回路を単純にし、同一形のプリント板を増設するほうが全体として得策である。

このように内部回路の設計においては、設計仕様に対して回路構成の単純化をはかるとともに、全体仕様への回路設計上の要請を見出し勘案することが大切である。

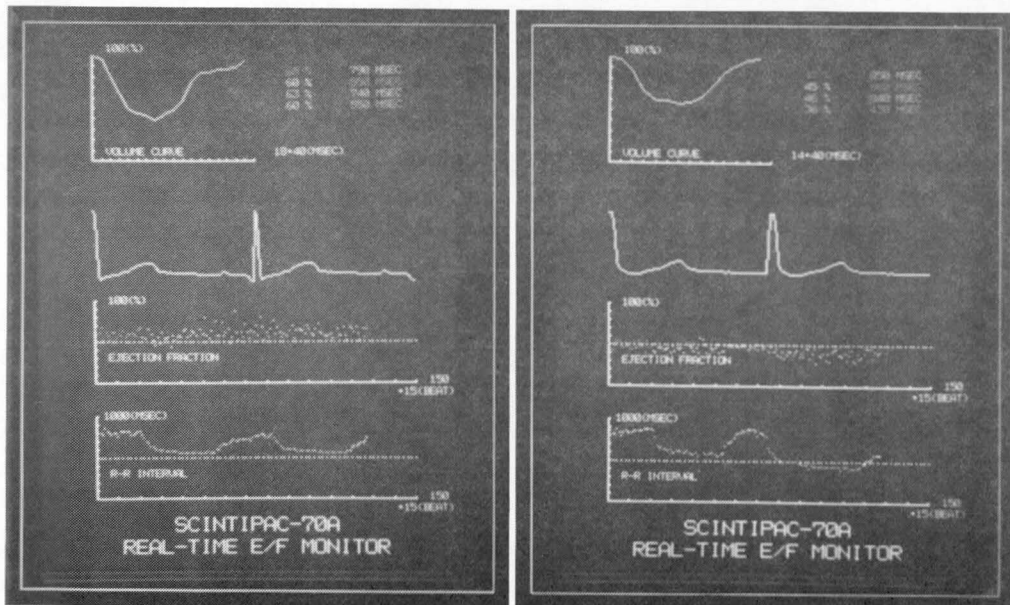
第6章 心臓のリアルタイム機能解析

6.1 はじめに

心臓は人にとってきわめて重要であることはいうまでもない。もしも心臓機能が低下すれば、たとえ生命は維持できたとしても、はげしい行動はおろか、日常生活においてもいちじるしい制限をうけ、つねに心臓の状態に気を配って暮らさなければならない。しかるに心臓の疾患は、日本人の生活様式が洋風になってきているせい、とみに増大の傾向にあり、その防止と疾患の早期発見、そして治療の方法の確立はつよく望まれている事である。

核医学画像診断法は、心機能の検査のためにもよく用いられて効果をあげているが、著者は医学面の共同研究者と協力して、本装置の高速データ処理能力を活用した、診断能力の高い心機能リアルタイム計測手法を開発した。すなわち、運動負荷心機能試験（被験者に適度の運動をさせ血流要求量を増大させて心臓に負荷を加え、心臓の拍出量の大きくなった負荷状態と、安静時との比較から、心臓・循環系の症状を調べる臨床検査法）において、被験者の運動負荷量を徐々に増大させつつ、心容積曲線を実時間にて連続的に測定し算出して、その間の心臓の駆出率（拡張末期—収縮末期）容積/拡張末期容積）と拍動周期のトレンドグラフ（図6.1に1例を示す）を連続して表示させ、またその間に心壁運動を動的に描出させて、負荷の増大に対する心臓機能の特性診断を検査の進行中に下すことを可能にし、診断の成功率を高めるとともに過負荷となる危険を低下せしめるものである。

症例は重症度のちがう労作性狭心症2例を示します。



＜図 6.1 心臓容積曲線、駆出率のリアルタイム計測・表示の例＞

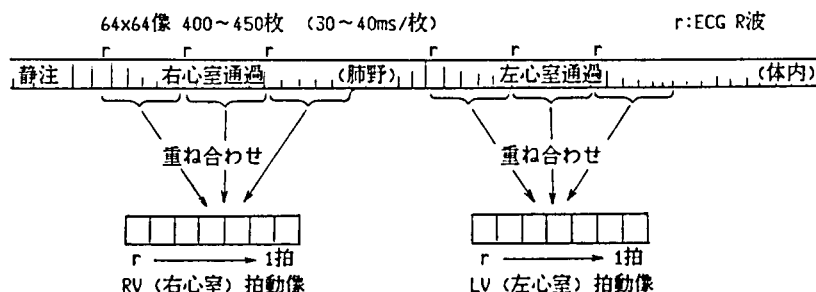
負荷テストは、心拍出量が大きくなったときの循環系異常を尖鋭に検出する。すなわち安静時に異常がみられなくとも生活時、運動時に障害の現われる病状を検出し、症状の度合いを診断する。たとえば、狭心症、虚血性心筋梗塞、心弁膜症などがこのような診断の主要な対象症状である。また潜在性の循環異常を検出し、心血管狭窄度の巨視的な把握にも資する。そして負荷時の心壁運動の解析により、心筋循環異常部の診断、運動(生活)余力の把握から、手術適否の判定や術後の検査、あるいは患者への生活指導のために重要な情報となる。

しかしながら個々の症例にたいして適切な負荷試験を実施することは従来法では容易ではなかった。過大な負荷は患部に悪影響を及ぼすが、しかし限度に近く加えなければ確実な診断にならない。従来は血圧や心拍数の変化、呼気中の O_2 、 CO_2 の連続測定、また患者の愁訴によって負荷の限度を判定していたが、個人差が大きく、充分な方法とはならなかった。またこれまでの装置による核医学心室造影法では、負荷試験の最中には動画像の視察はできても容積計算などは実時間では実行できず、定量的な測定結果は検査終了後にしか得られないため、負荷が過少なために有効な検査とならなかったり、あるいは過大な負荷から患者に予期しない危険を与えたりするなどの問題を持っていた。

ここに述べるリアルタイム EF・CO モニタ法は、負荷の増大につれて、まず心拍数 HR が増加して上限に達し、ついで駆出率 EF が増加していった、身体の酸素消費量すなわち心拍出量 CO の上昇要求をおぎなっていく生理作用をつぶさに眺め、また心壁運動の変化を観察しながら、正確な負荷の限界を読み取り、またその過程における個々の病状の微妙な対応を見守って、適確な症状診断を下すことができる方法として、実診断の場に普及しつつある。

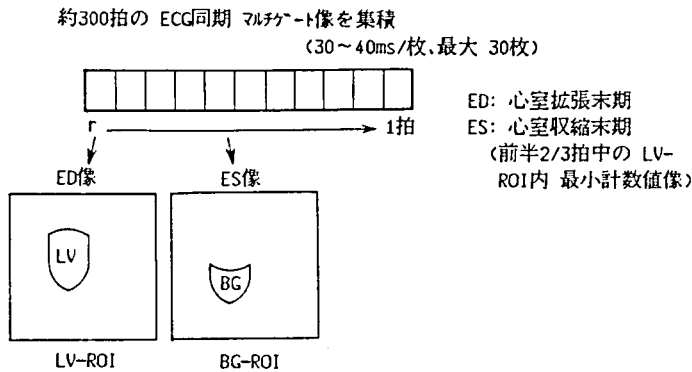
6.2 測定の方法

患者を仰臥させ、電気制動型自転車エルゴメータを用いて運動負荷を加えるようにしておく。最初には安静時に、シンチカメラをRAO 30° の方向から心臓部に接し、15~20 mCiの ^{99m}Tc -RBCを、頸部静脈より生理食塩水でフラッシュして急速注入し、図6.2のように64x64像にて30~40msごとに計400~450枚の心血流像とECG(心電図)をメモリ上に収集し、直後にRV(右心室)およびLV(左心室)のFirst-pass multi-gate imageをそれぞれ編集してディスクに保管する。この初循環時血流イメージから心機能の概略を診断する。



＜ 図 6.2 初循環時 血流イメージの 採取と編集 ＞

次に、核物質の混和を数分間待ってのち、LAO40～45° の方向から図6.3のように、30～40msごとに約300拍の Equilibrium ECG同期 multi-gated image を収集し、これより LV および BG(バックグラウンド)部のROIマスクを、CRT画面よりライトペンまたはクロスヘアカーソルにて設定する。ここでは、心電図R波直後の位相を ED(拡張末期)相とし、収集された全位相の前2/3部分のうち計数値が最小のものを ES(収縮末期)相として、ED相左心室の領域を LV-ROIとし、ES相左心室周辺部を BG-ROIとして定義する。



＜ 図 6.3 混和後 血流イメージの 採取と ROI設定 ＞

つづいて負荷テストを開始し、並行して心機能のリアルタイム測定を続ける。負荷として自転車エルゴメータの制動を 2～3分ごとに25ワットずつ増加させる多段階漸増運動負荷法を用いる。

測定は、30～50ms刻みの ECG同期 multi-gate image を、図6.4のように2並びのメモリバッファA列、B列に、10～30拍ごとに交互に形成し、一方のバッファに画像を積算しているときに、他方に以下のような演算を施し心機能値を算出して表示することを繰り返す。

まず、multi-gate image の各位相につき LV ROIマスク内総計数値 $CLV(i)$ を順に求め、また ES相のBG-ROIマスク内総計数値 CBG を求める。

ついで、各位相のLV計数値 $CLV(i)$ をBG計数値 CBG で補正する。

$$CLVC(i) = CLV(i) - CBG \times PLV/PBG$$

$CLVC(i)$: 補正後のLV計数値

PLV : LV ROIの画素数

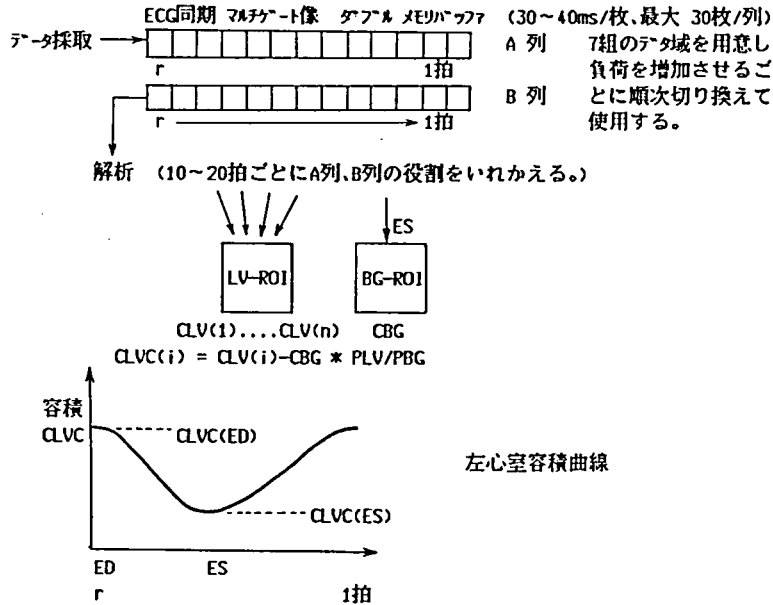
PBG : BG ROIの画素数

得られた一連の $CLVC(i)$ は、核物質が血液中に均一に分布しており背景部からの計数値は消去されたものと考えて、1心拍間の左心室容積曲線となる。

拡張末期、収縮末期の左心室容積 $CLVC(ED)$ 、 $CLVC(ES)$ と心拍数 HR (Heart Rate) とから、駆出率 EF (Ejection Fraction)、心拍出量 CO (Cardiac Output) を求める。

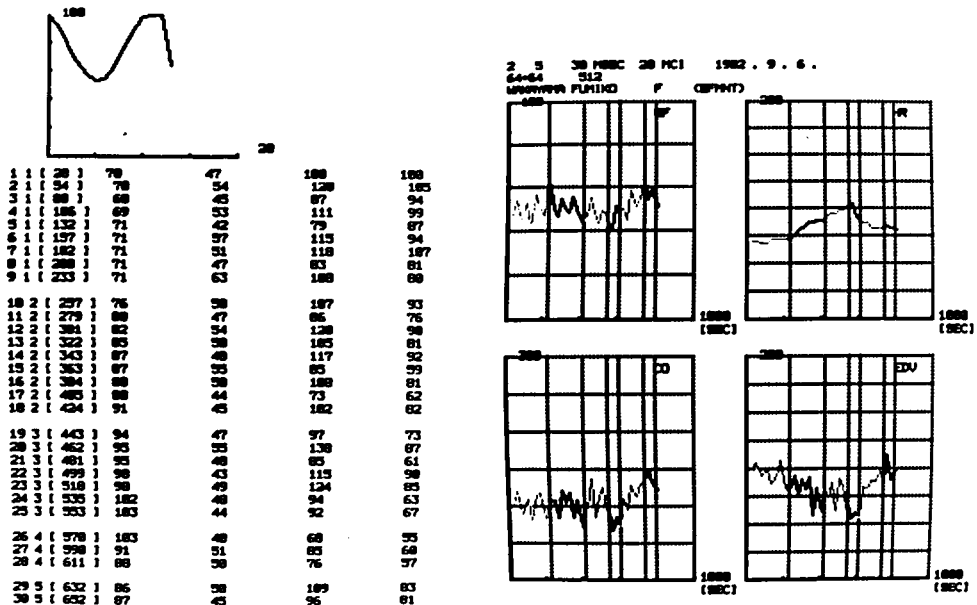
$$EF = \{ CLVC(ED) - CLVC(ES) \} / CLVC(ED)$$

$$CO = \{ CLVC(ED) - CLVC(ES) \} \times HR$$

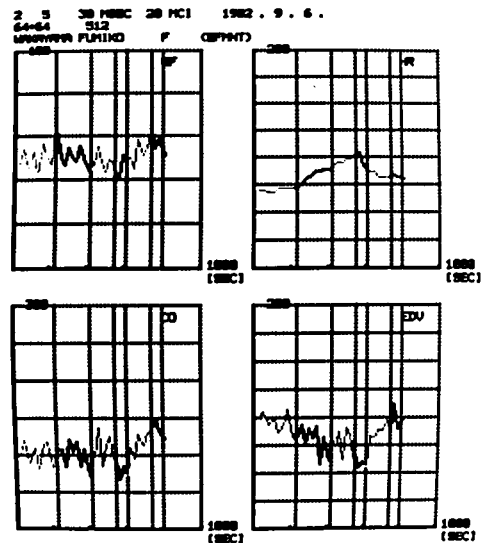


＜ 図 6.4 負荷テスト下の 血流イメージ 採取と解析 ＞

負荷テスト中、10~30拍ごとに、図6.5のように容積曲線、EF、HRと、安静時を100とした相対値として CLVC(ED)、CO が、CRT画面にそれぞれ数値にて表示され、また図6.6のようにトレンドカーブとして表示して経過を直観的に観察することもできる。

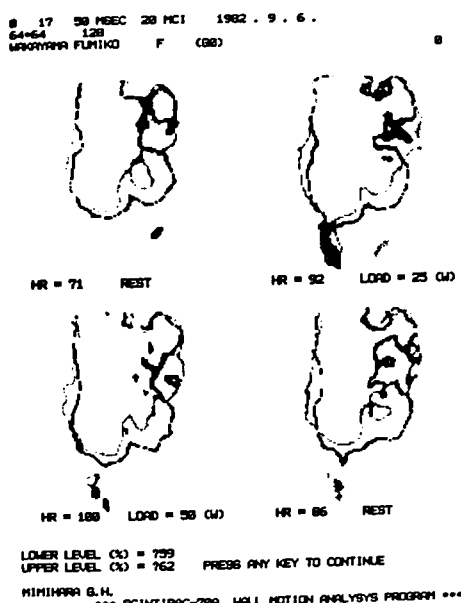


＜ 図 6.5 測定結果のリアルタイム表示 ＞



＜ 図 6.6 トレンドカーブ表示 ＞

またテスト中の10~30拍ごとの multi-gate image は、最大7組までメモリ上に用意された経過画像領域に保存される。これらの経過画像は、各負荷段階別の心壁運動の評価、および患者の体の動きの測定におよぼす悪影響を検討するために図6.7のように表示して随時用いられる。またテスト中の全期間の multi-gate image は、10~30拍の切れめごとにディスクに順に保存される。このデータは ROIの再設定による再試行、患者の動きの補正、任意の時相での multi-gate image の観察、などに利用することができる。



< 図 6.7 心壁運動の動画像表示 >

6.3 リアルタイム心機能計測における本装置の効果

ここに述べた新たな心機能計測法は、本データ処理装置のもつ特長によりはじめて可能になり、またその開発・改良が促進され、またそれにより効果的な利用形態がもたらされた。

核造影より心室の容積変化曲線および駆出率を求めることは以前より試みられ¹⁻³⁾、Greenら、成田ら、外山らによって改良、追試されている。Greenら⁴⁾は、シンチカメラからのデータおよび心電図の R波信号をミニコンピュータ(12K, 16ビット/語)をへて磁気テープにリストモードで記録し、これを大型コンピュータ(200K, 36ビット/語)に運んで心拍同期像に変換したのち、ふたたびミニコンピュータにもどして対話的に操作し、診断用データを得た。成田ら⁵⁾は著者らの開発したSCINTIPAC-200(12K, 16ビット/語)⁶⁾を用い、リストモードカメラデータとECG波形をすべてディスクに収録したのち、データを視察により確かめながら必要部分を抽出して診断に用いた。

外山ら⁷⁾は、著者らの製作したSCINTIPAC-1200(32K, 16ビット/語)⁸⁾を用いて、数1000

心拍にわたる大量のリストモード カメラデータとECGデータを、不整脈部分を除去しつつ磁気テープに収録し、ついで心拍同期像に変換して診断に供する方法を確立した。またこの方法を拡張して、安静時と運動負荷時の心臓動態像を比較することにより、診断効率をたかめる手法に発展させた。⁹⁾

しかしながらこれらの諸法においては、リスト形式の採取データを診断に必要な一連の画像や容積曲線に変換するために、データ処理に数10分から数時間以上の時間を要し、実用性をいちじるしく欠くだけでなく、前述した負荷テストのようなリアルタイムの測定には用いることができない。心機能検査をリアルタイムに完全におこなうためには、データメモリを一心拍分の数10枚を用意するだけでは充分でなく、第一循環時に十分な時間分解能のイメージモード拍動像を得るために、数100枚分のメモリを備えなければならず、またリアルタイムデータ処理のための高速演算能力、また短時間に操作をするための操作系の使い良さなどが重要な事項として必要になってくる。著者らは上記のミニコンピュータシステムを拡張して(128k語)臨床高速データ処理を開発したりしてきたが^{10, 11)}、処理速度、データ容量とも充分ではなく、心負荷試験のように検査結果を監視しながら検査を進めていくような用途には適用できなかった。この点の改革に本装置の大きな目的のひとつがある。¹²⁻¹⁷⁾

まず、初循環時の測定では、400~450枚 すなわち 1.6~1.8 メガ語の画像を各30ms間隔で採取するが、これは通常のディスクとミニコンピュータを用いたこれまでのデータ処理装置では不可能な量と速度である。従来装置では、リストモードでデータを採取し、ついでイメージデータに変換していたが、データ形式の変換計算のために数時間を費やすので、実際の診断には有効に用いることができなかった。本装置によれば、核医薬品静注1分後には初循環時 LV、RV イメージが動画像表示として得られ、核薬品の血中への一様混和を待って負荷テストを始める数分間のあいだに、心疾患の概要を把握しえる。

ROIの設定、心室容積計測のための multi-gate image の測定では、2組の各30枚の像を30msごとに積算採取するが、これもランダムメモリでなくディスクを用いたのでは、読みだし、積算、書き込みの1サイクルを30ms/枚の時間で完了させることは難しい。このように、本装置の高速大容量画像メモリが大きな効果を発揮している。

つぎに、採取したデータの演算処理においては、まず画像のノイズ変動を抑制する平滑化計算において演算子計算回路 OPEC が高速性を発揮する。ついでROI内の計数値を切り出すには、ROIメモリの独立設置と高速な画像演算回路 IMAC の用意とが効果的である。ROIの自動設定や肢体移動の自動補正は、現状では広範囲の適応に問題があり今後の研究課題ではあるが、この演算には OPECが著効を呈するに違いない。

得られた計測結果を、刻々に表示し、検査する医師に即刻理解し得るように提示するために、文字、図形、画像を、多種多様多彩に表示するカラーCRTディスプレイが効果的に用いられている。

以上の、データ採取、画像演算、表示を、並列に動作させると、画像メモリの読み書きに著しい錯綜が起り、ミニコンピュータの場合にはプログラムの取り出しと重なって動作速度の大きな低下が見られるが、本装置においてはメモリの高速化と機能の分散化とにより、必要な動作速度を確保している。

つぎに大切なことは、装置のソフトウェア開発体系である。ここに述べたような医学診断分野の計測法は、医学と工学とのそれぞれ高度の知識と技術とが、集約され結合されなくては完成しない。それには単に両者が相対して討議検討するだけでなく、病院内実診療部署において、医学者とコンピュータ計測技術者とが、実患者、実データと、それを扱う実装置とを目前に置き、原形をたがいにながめて改良案をただちに具現化し検討しつつ、改良に改良を重ねて行かなければ実用的奏効的に完成しない。探求分野の異なる両専門家がことばやイメージで対話を繰り返しても、たがいの技術記号が異なれば、思考やアイデアは成長し昇華しては行かない。しかしながら、もし両者のあいだに、不完全ながら目的を具現化し、かつ容易にそれを修正し改良していけるモデルがあれば、両技術者のイメージはたやすく一致し、モデルを元に改良点、改良方向をとともに見出し、具体的な形として計測技術を成長させて行けるのである。

このような目的に最適のプログラム開発体系として、本装置では "BICOMS" プログラミング システム を開発し具備している。BICOMSは、使い易い言語、多様な核医学画像処理マクロ機能、あつかいやすいエディタ、コンパイルとリンクを不要として短時間に試行できる実行体系、少容量で実機を過大構成にしない言語処理系、階層構造をつくりやすい言語構造、を備え、試行と改良を容易に短時間で行える装置を提供していて、ここに述べたリアルタイム心機能計測法やその他の臨床計測プログラムを開発していくうえで有力なツールとなった。かりに、ミニコンピュータとその OS および FORTRAN 言語を用い、マクロ機能を豊かに用意したとしても、過大な装置構成と、コンパイル、リンクの消費時間、階層構造にしにくい点など、これらは機能の実現を本質的に不可能とする事由ではないが、オンサイトにて課題に直面しつつおこなう開発速度を制限し、問題解決意欲を削ぎ、異技術間対話効果を抑制してしまう問題点は大きな障害になったであろう。

最後に、本装置は従来装置にくらべて著しく小形であり移動可能であって、本計測手法の医学効果上真に有効な使用法を可能にしている。移動形カメラとともにベッドサイドへ自由に移行し、ICUに監視された心疾患重篤患者の診断に著効を示し得る。本邦においては放射線規制の上から法的制限がきびしいが、ICU室に放射能管理区域を設けるなどの施策によって、本計測法を重要な武器とする本装置が、急性心疾患の症状把握、手術適性、手術予後の効果や異常監視に、きわめて有力な手段として期待されている。

6.4 まとめ

本データ処理装置の高速データ採取・処理機能を活用して、新しい心臓機能計測法を研究し開発した。被験者に運動をさせることにより被験者の心臓に強制的に負荷を加えながら、核物質造影心血流像を細かく多数枚数採取し、リアルタイムに解析して結果を提示することにより、負荷の増大した状態における心臓循環機能の限界症状を、正確にかつ安全に、測定できるようになった。

この方法の要は、患者に自転車エルゴメータを用いて運動負荷を加えるようにしておき、まず安静時に、放射性核医薬品を頸部静脈より急速注入、30～40msごとに計400～450枚の心血流像と心電図を収集し、RV(右心室) および LV(左心室)の First-pass multi-gate image をそれぞれ編集して、この初循環時血流イメージから心機能の概略

を診断する。

次に、核物質の混和を待ってのち、30～40msごとに約300拍の Equilibrium ECG同期 multi-gated image を収集し、これより ED(拡張末期)相 LV および ES(収縮末期)相 BG(バックグラウンド)部のROIマスクを設定して、左心室容積曲線を得る。曲線よりさらに EF(駆出率)、CO(心拍出量)、HR(心拍数)、左心室容積などの心機能パラメータが算出される。ついでエルゴメータ制動を漸増させて多段階運動負荷試験を始め、測定を続けて EF、CO、HR などの上昇を監視し、過大負荷直前までの心機能パラメータの変化から、心臓循環機能の限界症状を診断する。

従来のこの分野に用いられていたデータ処理装置では、画像データに対する計算処理速度が充分でなく、負荷試験の進行中に拍出量を算出しモニタすることができなかった。ゆえに、心臓に過大負荷を与えて被験者を危険な状態に陥らせたり、あるいはそれを怖れて充分な負荷を与え得ず、限界状態を把握し得ないむだな検査となることがしばしばであった。

本章では、この計測法のあらましを述べ、そしてそのなかに、本研究で開発した画像メモリ、画像演算回路、演算子計算回路、ディスプレイ、などが、計算速度を速めまた試験実施者に判断し易い表示をあたえるために、効果的に用いられていることを示した。またあわせて開発したBICOMSソフトウェア体系は、プログラムの作成・変更・改良が容易におこなえることから、このような境界領域データ処理システムを開発し、改良するときに、医学的診断技術とコンピュータ技術という異質の技術分野のあいだの、意志疎通、理解促進に有効であり、開発改良の速度向上と到達レベルの高度化に効果的であることを述べた。

第6章 参考文献

- [1] Mullins CB, Mason DT, Ashburn WL, et al: "Determination of ventricular volume by radioisotope-angiography." Am J Cardiol 24:72 (1969)
- [2] Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, et al: "A scintiphotographic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization", Am J Cardiol. 28:575 (1971)
- [3] Parker JA, Secker-Walker RH, Hill R, et al: "A new technique for the calculation of left ventricular ejection fraction",
J Nucl Med 13:649-651, (1972)
- [4] Green MV, Ostrow HG, Douglas MA, Myers RW, Scott RN, Bailey JJ, Johnston GS: "High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiocardiology",
J Nucl Med 16:95-98, (1975)
- [5] 成田充啓, 宇佐美暢久, 栗原 正, 瓦谷仁志, 金尾啓祐, 本田 稔:

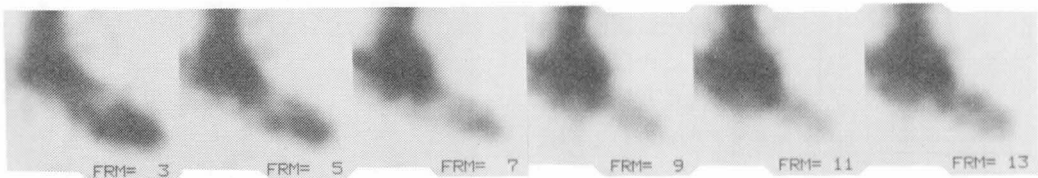
- 「心拍運動R I 心血管造影による左心機能の診断」 核医学 14-1, pp.21-31 (1977)
- [6] 服部博幸, 木下勝弘, 若林重興, 石原 浩, 西岡弘之, 山岡信行, 喜利元貞, 高橋重和, 橋本泰司, 大森晴史: 「島津核医学データ処理システム SCINTIPAC-200」
島津評論 30-4, pp.187-197 (1973)
- [7] 外山比南子, 飯尾正宏, 村田 啓, 川口新一郎, 千葉一夫, 松井謙吾, 山田英夫:
「高時間分解能法による経時的心プールおよび心筋イメージング」
核医学 14-1, pp.41-49, (1977)
- [8] 若林重興, 高橋重和, 堺 義幸: 「島津核医学データ処理システム SCINTIPAC
シリーズ」
島津評論 35-3, pp.193-206 (1978)
- [9] 飯尾正宏: 「核医学イメージングの動向と核イメージ診断」
医用電子と生体工学 Vol.17 特別号 pp.26-27 (1979)
- [10] M.Hosoba, S.Takahashi, R.Ban, K.Omura, M.Kiri, H.Toyama, H.Murata, M.Iio:
"Total System for The Realtime Data Processing, Cine-mode Presentation
and Color Video Recording for Clinical Nuclear Medicine"
MEDINFO 80, pp.1098-1101 (1980)
- [11] 外山比南子, 村田 啓, 飯尾正弘, 細羽 実, 高橋重和, 大村憲治, 喜利 元貞:
「心動態イメージの動画表示システム」 核医学 16-7, p.1281 (1979)
- [12] 久米 清, 大村憲治, 田中五美, 喜利元貞: 「大容量画像メモリ、画像ハンドリング
装置等を持った核医学データ処理装置 (その臨床的有用性について)」
核医学 17-9, p.1185 (1980)
- [13] 西川潤一, 大友 邦, 大嶽 達, 町田喜久雄, 飯尾正宏, 久米 清, 和述秀信, 村
田 啓, 外山比南子: 「心機能のリアルタイム解析」 核医学 18-8, p.1120 (1981)
- [14] 大野穰一, 川崎美栄子, 水野俊和, 大野正徳, 沢田佳宏, 上浪 敦, 橋本昭明, 山
崎文三, 久米 清, 和述秀信: 「運動時心、肺機能の同時モニター法 — 瞬時呼気代
謝測定器と心RIアンギオグラフィーによる realtime EF, CO モニターへの複合シス
テム」
核医学 19-9, p.1376 (1982)
- [15] 上浪 敦, 大野正徳, 水野俊和, 大野穰一, 橋本昭明, 山崎文三, 久米 清, 和述
秀信: 「運動負荷時、平衡時 心RIアンギオグラフィーによる realtime EF, CO モニ
ター法」
核医学 19-9, p.1379 (1982)
- [16] M.Kiri, K.Kume, I.Tanaka, J.Ohno: "Realtime Study of Cardiac Functions",
Int'l Symposium on Computers in Cardiology
S10(113) (Seattle, Oct.13-15, 1982)
- [17] 町田喜久雄, 西川潤一, 大嶽 達, 飯尾正宏, 久米 清: 「シンチパック70A によ
る心機能検査」
RADIOISOTOPES 31-7, pp.367-370 (1982)

第7章 動画画像表示方法における 図形識別能力の向上効果

7.1 はじめに

著者は核医学画像診断のために、一連の画像を動かしながら表示して、画像に現われている細部あるいは全体の形状や動きを、より正確に診断する「動画像」表示方法を提案した。この方法は実際の診療現場でひろく用いられ、効果をあげており、本装置にもそのための機能を十分に配慮し設計して具備させている。本章では、その効果を確認した実験結果について述べる。

実際の臨床診断で得られる核医学画像は、放射線量の制約やその他の手技上の制限のために、形や動きのみわけがたい像しか得られない。特に心臓のような動きの激しい臓器を観察しようとするとき、右心系、左心系を個々に造影する第一循環撮影法においては、ただだか2~3心拍分のデータしか採取できず、もしくは数百心拍のデータを積算することのできるプール像撮影法においては、左右両心相互の重なりや、肺、心筋などの血流が背景として現われて、心臓の細部の形態やその動態を観察することが困難になる。例として図7.1に、第一循環撮影法により左心室を造影し心電図に同期して心拍動を撮影した一連の画像を示すが、こうして静的に並べられた画像列から心壁の動きの程度と場所を判定するにはいささかの困難さを感じる。



〈 図 7.1 左心室 心電図同期 拍動像 〉

ところがこの一連の画像を、CRT表示装置の画面に連続してくりかえし表示し、動く像として提示すると、動く部分、動かない部分の判別、また動く度合いの判定が容易になる。

臓器の動きだけでなく、臓器前後の核物質の流れの理解、またECT像など立体構造を持つものではその奥行方向の形状の把握などにも有用である。

静的表示にくらべて動表示が、とくにノイズ変動の多い画像において優れた視認効果を呈するのは、おそらく人の視覚のなかで動的な平滑化作用がおこなわれ、画面ごとに類似のパターンが現われればそれが個別には細かく変動していても、全体として一つの図形が変形しつつ現われるように視覚に認識されるのではないかと考えられる。

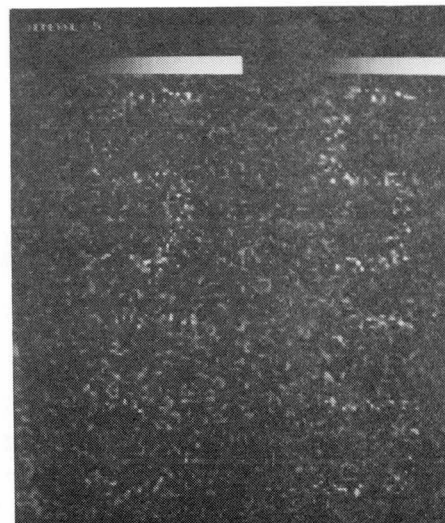
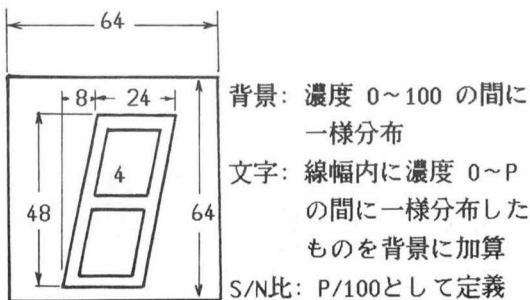
著者はこのような動画画像表示法の、低S/N比下における読影可能限度について、シミ

ュレーションにより作成したパターンを本装置を用いて、複数の被験者に静的表示および動的表示により呈示し判読させる以下のような実験をおこない、動表示における形状認識の改善効果を確認めた。

7.2 形状認識の改善効果

一様な背景ノイズのなかに文字をわずかに浮び上がらせ、その文字を左右に揺れ動かし表示した場合の、静的表示に比した正読率の違いを比較した。

文字として、図 7.2 に示すような形の7要素形の数字 0, 2, 3, 5, 6, 7, 8, 9 の8種を対象にし、それぞれをS/N比0.25~0.49の間の4種に達えたものについて、文字の左右の移動を2画素/64辺長与えたもの4枚(背景雑音は各々異なる)、計 $8 \times 4 \times 4 = 128$ 枚の像をコンピュータプログラムにて発生させ用意した。図 7.3 に数字パターンの1例(数字 5)を示す。

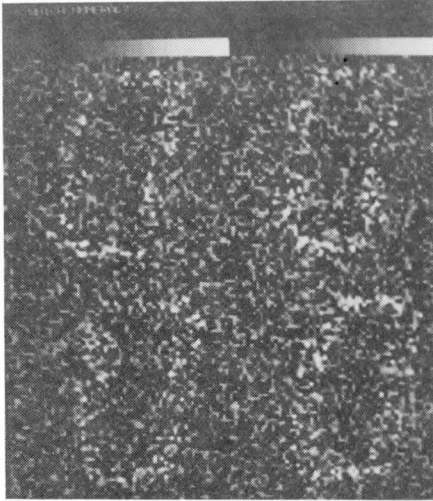


S/N比 0.39 0.49
0.25 0.31

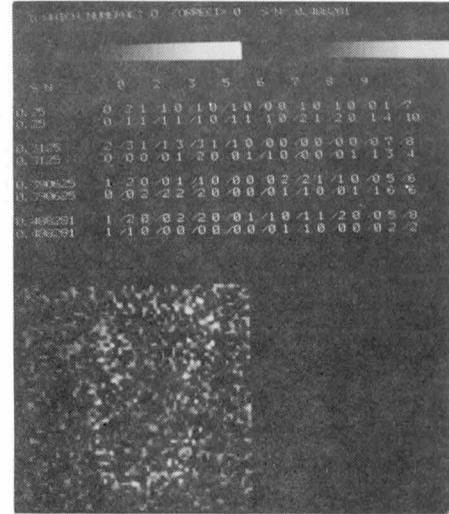
〈 図 7.2 7要素形数字の形 〉 〈 図 7.3 数字パターンの1例(数字 5) 〉

これらを評価者の前に、それぞれのS/N比、動表示または静表示についてランダムに順次表示し、数字として読んだ値と真値とを比較して正答率を積算して行く。

図 7.4 に静表示の一例を、図 7.5 に動表示の一例を示す。静表示の場合には、文字位置と背景の違っている4枚の像を眺めて答えを決める。動表示の場合には、数字像が約1秒周期で左右に計8回動くので、その間に答えを決める。答えをキーボードから入力すれば正答表が作られてつど表示され、ついで次の表示がランダムに現われるようにプログラムしてある。

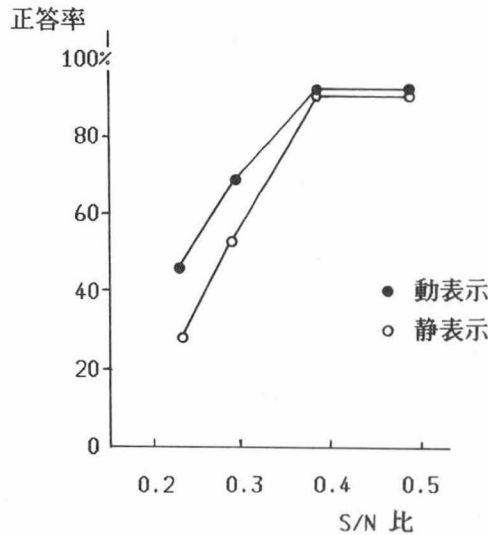


＜ 図 7.4 静表示の一例 ＞



＜ 図 7.5 動表示の一例 ＞

11人の評価者が、64種の組み合わせに対し約100回の試行をおこなった結果の正答率平均値を図 7.6 に示す。



＜ 図 7.6 動 / 静 表示の正答率 (数字) ＞

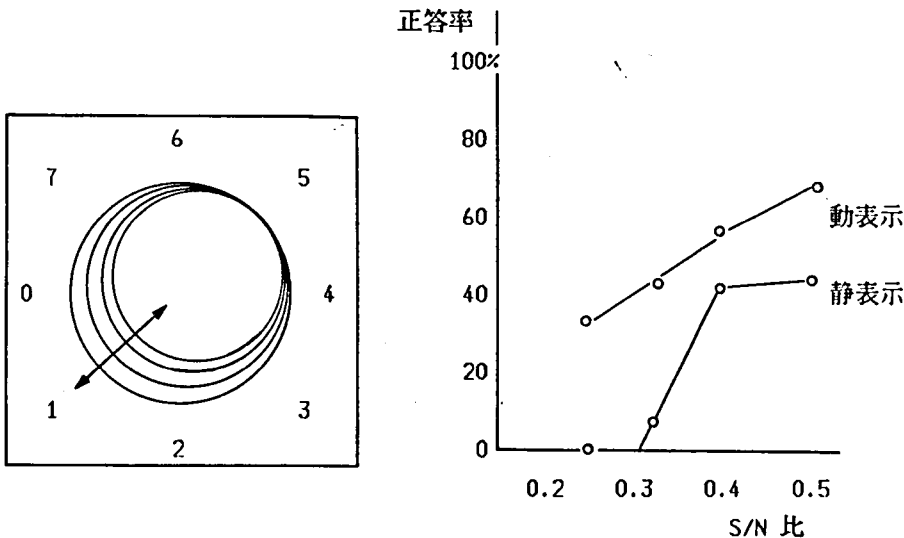
7.3 動態認識の改善効果

次に、円環が図7.7のように偏心的に反復縮小する時の、偏心方向を識別することによって動態を認識する効果確かめる実験を行った。

偏心方向8種についてS/N比を4段階に変え、直径と中心を少しずつ違えたもの4枚、計128の画像を作成した。背景と円環の密度、濃度、変動は数字の場合と同一である。

同様の試験方法にて図 7.8 に示す正答率を得た。

先の数字の判読に比べて偏心円の場合には、静表示においては方向推定に長時間を費やし、正答率も一段と悪い。特に低S/N比の場合はほとんど判定不能であった。動画像表示の場合には、間違った場合でも45°の間違いであることが多かった。



＜ 図 7.7 偏心伸縮円環の形状 ＞ ＜ 図 7.8 動 / 静 表示の正答率（伸縮円）＞

7.4 まとめ

核医学画像のような、背景ノイズの多いなかで動きや流れを示す一連の画像列を、観察し相互に比較して形状の変化や流れの細部を読み取るためには、「動画像」表示法が優れており、著者はかねてより動画像表示法を提唱し、そのための装置やソフトウェアを開発してきている。本章では、動画像表示法の、静表示法に比べてすぐれている点を、数字パターンおよび図形変形パターンを対象として、背景ノイズをいろいろのレベルに変えたときの読影正答率を比較する実験によって確認した。

動画像表示法では、低S/N比の像においても正答率がさほど低下せず、ゆえに同法は、背景雑音の多いなかで動いている画像の、形状や変動する部分の認識にすぐれていることが実験的に示された。

動画像表示法は、ここに示したような実測画像の観察のためだけではなく、コンピュータによる計算結果の、3次元、4次的性質を把握したいときなどにも、計算結果図を動的表示により観察して認識できる効果が大きいと思われる。

第8章 結 論

本論文は、核医学診断のための画像データ処理技術について、実用装置におけるシステム設計法を論じた。

近年の核医学分野における測定法とデータ処理法そして診断法の発達によって、人の疾患の多くが早期にまた正確に診断され、的確な治療を受けて、健康を回復できるようになってきた。著者はこの分野のコンピュータシステムの研究を続け、新しい構想による高速多機能のデータ処理システム“SCINTIPAC-70A”を開発した。この研究は、核医学における画像処理技術の高速化と小形化を重点にして、測定から診断にいたるまでを短時間に、実際上リアルタイムに、実施しうる提案であり、これによってさらに診断上の新分野の開拓を可能にしたものである。

核医学データ処理装置が、実用上の効果を発揮しまた高度の臨床診断を行なうためには、充分な量のデータを測定し記憶する能力と、許容し得る有限時間内に処理をおこなう高速・多彩なデータ処理能力と、そして充分な読影情報を供し得る画像表示能力とが必要であり、さらにこれらの機能を発揮させるための使い易く多能な操作運用体系と、機能を改良し発展させるための保全改良体系とが、有効に整備されなければならない。そしてなお、実用効果を発揮するために、装置は小形であり、可搬性を持ち、かつ経済的負担を少なくしたものでなければならない。

この新たな核医学高速データ処理のための装置は、課題の解決とよりすぐれた効果発現のために、さまざまな提案、くふうをこめている。本論文は、このデータ処理装置の設計とその応用について考察し、一つの規範を与えたものである。

まず、第1章 序論において、当分野データ処理システムが存立すべき領域の特性と、コンピュータ計測システム活用上の一般的諸問題を解析し、核医学データ処理装置に求められる要件を検討して、特に画像データの取り扱いにおける高速処理能力と診断への提示機能の重要性を指摘し、また装置の現場での成長能力と操作性、そして適合能力を重視すべきことを論じた。

第2章では、この見地から考案し設計したデータ処理装置について、その概要と構成を示した。それは核医学診断技術を臨床にて効果的に活用できるように、要望される機能群を高度に広範囲に実現するとともに、データ処理の即時性を強調し、真の対話形利用形態を可能にしている。そして技術と装置がひろく普及するように、操作性と経済性をまた配慮し、さらに、なお発達しつつある測定手法の開発改良に寄与し追従するべく、機能の拡張性と柔軟性に意を払っている。そして、これまでとかく中央集散的に構成され発達してきたシステム構成に対して、分散配置形構成を指向し、核物質管理上の法的配慮を伴うならば、重症患者のベッドサイドにおいて核医学診断のできるように意図している。

設計上の主要な提案はつぎのような点にある。

- 1) LSIによって形成される大容量の画像メモリ(4K語x512枚)をシステム構成の中心と

し、これに直結させて、各種の形態でシンチカメラや心電計のデータを採取するデータ採取回路、画像データを各種の他の回路にそれぞれに適した形で送りまた受ける転送回路を用意する。

- 2) 代表的な画像演算のための ハードウェアによる演算子計算回路、画像演算回路などの画像専用的高速演算回路群と、浮動小数点表現の多量の数値の多段階演算を得意とする組み込みの協同マイクロプロセッサを付加し、画像データ処理能力を高める。
- 3) 特に設計された表現能力の高いカラーCRT表示装置を設ける。すなわち、画像メモリ内の像をリアルタイムに補間しつつ動表示する変換転送回路、像の表示濃度スケールをリアルタイムに変換する濃度変換回路、表示像メモリ、ROIメモリ、グラフメモリ、文字メモリ、カラーレベル変換マトリックス、また操作や指示入力のためのキーボード、キーパッド、ライトペン、設定スイッチなどを備え、像の豊かな表示と親しみやすい操作系とによって使用者との緊密なマンマシンインターフェイスを形成する。
- 4) ソフトウェア体系においては、使い易い ユーザー指向形の高レベル言語によるプログラム作成・運用体系を開発し具備させて、システムの開発と発展のためのプログラム作成の容易さと、画像処理のための高速処理能力とを兼ね持たしめている。
- 5) そしてこれらの機能を体系的にまとめあげ、機能群を大別的にはファンクションキーの配列に対応させ、細目はディスプレイ画面と記号キーにより選択動作させて、使い易い操作体系を実現せしめる。

第3章には、そうした意図より設計した操作と動作の体系を示して、装置に必要な機能の全容とそれらに必要な特性を明らかにしている。

核医学データ処理装置が実際の医療診断の場で実用されるためには、多数多種の機能を必要とする。そしてそれらの機能が検査者の意にしたがって円滑に操作でき、動作しなければならない。第3章初頭に、これら機能をいかに用意すべきか、そしてそれらをいかに操作できるようにしておくべきかを論じている。

この装置の動作は、操作者との、CRTディスプレイとそれに付着させたキーボードとを介した対話形操作により進行する。動作する項目は大別して、データ採取、データ処理、関心領域(ROI)設定、時系列曲線取り扱い、データ表示の主要動作と、それをもとにした臨床データ解析と、これらの動作を支えるデータ管理、データ保管とに分類され、それぞれに属する個々の動作プログラムとキーボードのファンクション キーとが対応して備えられている。すなわち操作者が望む動作は、対応するキーを選んで押すことにより開始され、その動作がさらに細部指定を必要とするときにはCRT画面に選択子が現われ、対応して数字キーやファンクション キーを押すことによって進行していく。おおまかな項目あるいは多用する項目はファンクション キーに割り当てて、キーの位置を手掛かりに選別できるようにし、そのなかを細分した動作は、CRT画面につど現われるキー対応表を手掛かりに、副ファンクション キーを選ぶことによって続ける、というようにして、動作選択が手早くまた困惑せずにおこなえ、また動作体系の改良や拡張にも容易に対応できるように配慮したものである。

実際の臨床診断に用いられる装置では、動作体系の完璧さが要求され、データ採取が

ら処理、表示、臨床データ解析にいたる一連の、また実施しうるすべての検査項目に応じうる、多量多種の機能が必要となる。そしてこれらの動作で取り扱われる測定データを、検査時に、また後刻の解析時に、あるいは後日の再解析、研究的解析時に、容易に確実に取り扱うためのデータ管理、保管機能が重要になる。また装置の良好な運用と保全のために、採取像の実時間モニタ、数値での表示などの監視機能も必要である。簡単な機能やまれにしか利用しない機能であっても、研究用と違って実用システムでは漏らすわけにはいかない。第3章ではこれらの必要な一とおりの動作の内容を明らかにしている。

第4章は、装置機能を実現し改良していくためのソフトウェア開発手段について論じて、当分野データ処理装置が、利用領域に適合し成長していくための有力な手法を提案した。

データ処理装置に高度の機能を発揮させるためには、大量の複雑なプログラムが必要である。その作成、改良、修正を容易にし、開発効率を上げるための、プログラム記述・作成手段を示した。まず、非専門家にも容易に理解でき、処理法をむだなく記述できる高レベルプログラム言語とその処理系を設計した。解釈実行形の実行系とし、コンパイルとリンクに消費される待ち時間をなくして、試行と改良を容易とした。プログラム作成を容易にしかつ動作速度を向上させるために、多数の適切な単位処理動作を実現する拡張命令群とその実行系を設計し用意した。またプログラム相互間の結合が容易にできるようにし、大きな処理プログラムを、漸進的にまた既存のプログラムを活用しつつ開発できるようにした。

さらに同言語を、細やかな記述のできるように拡張して、コンパイル方式により直接実行のできるモジュールを作る言語処理系を付加し、拡張命令やシステムプログラムの開発を能率よくできるように、また動作速度を向上しうるようにした。

以上によりプログラム作成作業の生産性を高め、またプログラム文の読解性を高めて、装置諸機能の開発改良を迅速にできるようにした。プログラム作成時間は、問題によるが数倍から十数倍の生産性向上になり、プログラム修正の場合にはそれ以上の向上がみられた。

第5章においては、核医学画像データの採取、処理、表示を実用性の制約のなかで広範囲に高速におこなうための工夫、改善技術を、回路論理設計の立場から論じ、画像データ採取回路、各種の画像演算回路、画像表示回路の具体的設計技術を示した。実際の装置においては、機能の充実は当然重要な事であるが、それらをいかに簡潔に実現するかに留意しなければ、装置を過大にして操作性や可搬性を妨げ、また技術普及の促進を阻害するなどの不利益をもたらすので、機能の実現とその負担との兼合いに苦心するところである。

まずデータ採取部においては、臨床上望まれる多様なデータの形態を、いかなる採取モードとデータ構造に分割し、それをハードウェアとソフトウェアとにいかに分担して実現させるかが課題となる。結論として、指定採取モードに対応した画像の、アドレス空間における動作を主としてハードウェア回路に依存し、時間的構造をソフトウェアにより組み立てるように設計して、目的を達成した。

データ処理部では、画像演算に対して多種類の処理機能を持ち、かつ処理の高速性を

重んじつつも簡潔であるような演算回路の設計が課題である。多数のデータで構成される画像の、定形的な演算をコンピュータのプログラム動作によらず高速に実行するために、画像演算回路IMAC、演算子計算回路OPECが用意され、一方、非定形的な演算は、組み込まれている演算制御コンピュータCPUが受け持ち、これが画像メモリのデータを扱うのを容易にするために画像データ転送回路が設けてある。さらに、複雑な精度の高い計算を並行して短時間におこなうために、協同コンピュータAPUが付加されている。定形的画像演算については、そこにおける動作の規則性を見出し、反復動作に導くことによって目的を達成しうる。演算子計算回路、画像演算回路における反復動作制御の方式を示した。

データ表示部にあっても、やはりデータ経路の整理と規則的動作の抽出とが、回路の単純化のために重要なことである。CRT画面の走査に同期して画像メモリよりデータを取りだし、望む色彩や濃淡のイメージを表示するための主要な要素、すなわち、像を高速に補間し拡大する画像補間回路、像を保持する表示メモリ、濃淡スケールをディジタル領域で任意に拡大する濃度変換回路、濃淡スケールを任意の色彩スケールに変換するカラー変換回路、そして画像と図形および文字列を重複して表示する表示CRT、などにおける簡潔な設計を示した。

実際に利用現場に用いられる装置は、高度のしかし過大ではない機能を、極力取り扱いきれやすくまた経済的に実現することが大切である。データ採取用回路、データ処理に用いる高速演算回路、画像表示のための回路などは、とにかくに複雑な構成になりがちであり、装置規模を過大にして総合利用効果を低下せしめるが、内部機能と回路の設計を工夫することによって、簡潔な回路にまとめることができ、あるいはそれにすこしの要素を追加することによって、実用上大きな効果を発揮する機能を実現することもできる。第5章にそのような例のいくつかを示した。

さらに著者は、本装置の高速処理機能を活用し、医学領域の共同研究者と協力して、これまで実現困難であった心臓疾患の生理的限界機能を、リアルタイムに安全に計測する医学的検査方法を開発した。すなわち被験者の血液循環を、身体運動により負荷を加えて、対症的に許し得る極限まで段階的に増大させながら、この過程における心臓拍出量の変化を、経時的に画像計測技術によりリアルタイムに測定しつつ、負荷量限度を測定結果により監視しつつ、心機能の病症を明確に診断しようとする臨床検査方法であって、本装置のような、小形でベッドサイドに用いられる高速画像処理能力を持っている装置の利用によって、はじめて可能になった手法である。第6章に、この心機能リアルタイム計測手法の詳細を述べた。

この計測法の主体は、心拍同期像を連続的に得て、それより左心室容積曲線を、実時間にて連続的に測定し算出して、負荷試験期間中の心臓の駆出率（収縮末期容積/拡張末期容積）と拍動周期のトレンドグラフを連続して表示させ、またその間に心壁運動を動的に描出させて、負荷の増大に対する心臓機能の特性診断を検査の進行中に下すことを可能にし、診断の成功率を高めるとともに過負荷となる危険を低下せしめるものである。

この計測法のなかに、本研究で開発した画像メモリ、画像演算回路、演算子計算回路、ディスプレイ、などが、計算速度を速めまた試験実施者に判断し易い表示をあたえるた

めに、効果的に用いられている。

また前述の、当装置のために開発し装備したソフトウェア開発・運用体系は、プログラムの作成・変更・改良が容易におこなえることから、このような医学的診断技術とコンピュータ技術という異質の技術分野のあいだの境界領域データ処理システムを開発し、改良するときの、両技術間の意志疎通、理解促進の道具として有効であり、開発改良の速度向上と到達レベルの高度化に大きく寄与するものとなった。

第7章では、かねてより著者が提案し本装置を含め効果的に用いられている動画像表示法の、静的表示法に比べた視認効果の改善について、実験的に確認した結果を示した。多量のノイズを含んでいるために形状や変動部分の判読しがたい一連の画像を、動的に繰り返し連続して表示する動画像表示方法は、臨床の間では心臓の動きや脳内血流の分布などの観察などに用いられ、静止画表示に比べて対象の大局的また微視的な変動がよく識別できる。

本実験は、ノイズ比率の異なった種々の模擬パターンを用いて、動表示と静表示の読影正誤率を比較することにより、改善効果を検証したものである。静的表示にくらべて動表示が、とくにノイズ変動の多い画像において優れた視認効果を呈するのは、おそらく人の視覚のなかで動的な平滑化作用がおこなわれ、画面ごとに類似のパターンが現われればそれが個別には細かく変動していても、全体として一つの図形が変形しつつ現われるように視覚に認識されるのではないかと考えられる。

動画像表示法は、背景雑音の多いなかで動いている画像の、形状や変動する部分の認識にすぐれていることが実験的に明らかになった。

動画像表示法は、ここに示したような実測画像の観察のためだけでなく、コンピュータによる計算結果の、3次元、4次元の性質を把握したいときなどにも、計算結果図を動的表示により観察して認識できる効果が大きいと思われる。

以上に述べたように、本研究は核医学画像データ処理システムの、さらには類似の医用データ処理システムの、実用設計上の軌範を与えるものと考えられる。

謝 辞

本研究を進め、また本論文にまとめるにあたっては、次のように多数の人々のご指導、ご協力をいただいた。ここにあげて深い感謝の意を表したい。

まず本論文をまとめるについて、また研究の推進にあたって、京都大学工学部桑原道義教授の絶えざるご指導をいただいた。

核医学分野への応用については、現東京大学医学部教授 飯尾正宏氏、大阪市耳原病院医師 大野穰一氏そのほか大勢のSCINTIPACシステム ユーザーの方々のご指導、ご協力、建設的なご批判によるところが大きい。

研究をすすめるに際しては、島津製作所上司、同僚の多数の援助、協力が多大であった。直接には、小林一雄氏、岩永政也氏、故増田義雄氏、田中五美氏、久米 清氏、大村憲治氏、和辻秀信氏、大場克彦氏、三浦義彦氏、高橋重和氏、細羽 実氏、伴 隆一氏、若林重興氏、服部博幸氏、木下勝弘氏、石原 浩氏、山岡信行氏、橋本泰司氏、大森晴史氏などの名を挙げるが、そのほか非常に多くのかたがたに表裏多方面からお世話になった。

こうした人々のご援助がなかったならば本研究はほとんど進み得なかったであろう。あらためて深く感謝する。

本研究に関する発表

A. 主題全体に関して

- 1) M.Kiri, K.Kume, I.Tanaka, J.Ohno: "Realtime Study of Cardiac Functions",
Proceeding of Int'l Symposium on Computers in Cardiology, S10(113)
(Seattle, Oct.13-15, 1982) [Proceeding in press.]
- 2) 喜利元貞:「医用画像計測のためのコンピュータシステム」
JAACE'80-5 第24回システムと制御研究発表講演会 pp.19-22 (1980)
- 3) 久米 清, 和辻秀信, 大村憲治, 田中五美, 大場克彦, 喜利元貞, 三浦義彦:
「核医学における高速画像処理 --シンチパック-70Aの開発」
島津評論 40-1, pp.27-39 (1983)
- 4) 喜利元貞, 高橋重和, 細羽 実, 伴 隆一, 久米 清, 大村憲治, 若林重興, 服部博幸:
「最新の核医学データ処理システム」 核医学 16-7, p.1293 (1979)
- 5) 久米 清, 大村憲治, 喜利元貞:「大容量ICメモリ、16ビットマイクロコンピュータ等
をベースにした核医学データ処理装置」 核医学 16-7, p.1294 (1979)
- 6) K.Kume, K.Ohmura, M.Kiri: "A Nuclear Medicine Data Processing System
Employing Large Capacity Image Memory and Image Handling Units",
(SNM 27th Annual Meeting, Detroit, June 24-27, 1980)
J. of Nuclear Medicine, 21-6, p.P72 (1980)
- 7) 久米 清, 大村憲治, 田中五美, 喜利元貞:「大容量画像メモリ、画像ハンドリング
装置等を持った核医学データ処理装置 (その臨床的有用性について)」
核医学 17-9, p.1185 (1980)

B. 第1章に関して

- 8) 喜利元貞, 鈴木十五郎, 和辻秀信, 福田克雄:「電子計算機の発光分光分析への応用」
分光研究 16-5, pp.197-206 (1968)
- 9) 喜利元貞:「電子計算機の分析機器への応用」
最新の分析化学 第20集, pp.51-61 (化学同人, 1969)
- 10) 喜利元貞:「計測データ処理とミニコンピュータ」 セミナー『オートメーション
におけるミニコンピュータ応用技術』 JAACE'72-5, pp.65-76 (1972)
- 11) 小林一雄, 喜利元貞, 浅井 聡, 川本孝男:「ラボラトリーオートメーションにおける
ミニコンピュータの応用」 システムと制御 16-3, pp.36-40 (1972)
- 12) 窪寺俊也, 浅井 聡, 石田 勝, 清水治二, 沢井孝明, 山本 孝, 喜利元貞:「ガスクロマト
グラフ質量分析計データ処理システム」 島津評論 34-23, pp.165-172 (1977)
- 13) 喜利元貞, 大場克彦:「高レベル言語の分析データ処理システムへの応用」
A&R 16-1, pp.15-23 (1978)

14) 喜利元貞:「分析機器とシステム化」

日本分光学会 夏期セミナー pp.32-39 (1979)

15) T.Kajikawa,M.Kiri,M.Tashiro:"A New Concept of Data Processing for Emission and X-ray Fluorescence Spectrochemical Analysis" Int'l Conference on Atomic Spectroscopy and Colloquium Spectroscopicum Internationale 7102,p.392

(Tokyo, Sept.19,1981)

16) 喜利元貞:「コンピュータ計測の功罪を考える」 島津評論 39-1,pp.21-27 (1982)

17) 南 茂夫,喜利元貞,桜井捷海:「機器分析のためのコンピュータ入門」

(講談社,1982)

C. 第2章、第3章、第5章に関して

1~7),

18) 服部博幸,木下勝弘,若林重興,石原 浩,西岡弘之,山岡信行,喜利元貞,高橋重和,橋本泰司,大森晴史:「島津核医学データ処理システム SCINTIPAC-200」

島津評論 30-4,pp.187-197 (1973)

19) M.Hosoba,S.Takahashi,R.Ban,K.Ohmura,M.Kiri,H.Toyama,H.Murata,M.Iio:

"Total System for The Realtime Data Processing, Cine-mode Presentation and Color Video Recording for Clinical Nuclear Medicine"

MEDINFO 80,pp.1098-1101 (1980)

20) 喜利元貞:「核医学画像処理システムの研究」

尾上守夫編『医用画像のデジタル処理』総合研究報告書 pp.9-1~11 (1980)

D. 第4章に関して

21) 喜利元貞,大場克彦:「プログラム作成技術の改善について」

島津評論 39-1,pp.37-44 (1982)

22) 喜利元貞,大場克彦,高橋重和:「ユーザー指向プログラム方式 BICOMS について」

JAACE'76-5 日本自動制御協会 第20期講演会 pp.157-160 (1976)

23) 大場克彦,梶川鉄夫,石田 勝,高橋重和,喜利元貞,小林一雄:

「高レベル言語による分析データ処理システムの拡張プログラミング方式」

応用スペクトロメリー東京討論会 pp.127-128 (1975)

24) 和辻秀信,喜利元貞:「ミニコン応用システムのソフトウェア開発の方式について」

電気学会情報処理研究専門委ミニコンシンポジウムpp.67-78 (1973)

25) 大場克彦,喜利元貞:「マイクロコンピュータ用言語 BASICAL」

情報処理学会マイクロコンピュータ研究会 17-2,pp.1-8 (1981)

26) 大場克彦,湯村修治,喜利元貞:「マイクロコンピュータ用リアルタイムモニタ」

情報処理学会 第23回全国大会 1C-1,pp.943-944 (1981)

- 27) 大場克彦,湯村修治,橋本泰司,梶川鉄夫,喜利元貞:「16ビットマイコン SHIP-9 のソフトウェア開発」 情報処理学会 第21回全国大会 7D-3, pp.957-958 (1980)

E. 第6章に関して

- 28) 細羽 実,高橋重和,大村憲治,喜利 元貞,外山比南子,村田 啓,飯尾正宏:
「心動態イメージの動画像表示システム」 核医学 16-7, p.1281 (1979)
- 29) 浅原 朗,上田英雄,若林重興,喜利元貞:「左心室の三次元Moving Image」
核医学 16-7, p.1280 (1979)
- 30) 浅原 朗,上田英雄,若林重興,喜利元貞:「左心室容積の算出に関する研究: 2台カメラ同時記録解析法による三次元的解析」 核医学 16-7, p.1208 (1979)
- 31) 福喜多博義,照井領二,小山田日吉丸,伴 隆一,喜利 元貞:
「RCT像からの臓器体積計算の試み」 核医学 17-9, p.1158 (1980)

F. 第7章に関して

- 32) 田中五美,喜利元貞,久米 清:「動画像表示の視覚認識効果について」
JAACE'81-5 pp.233-234 (1981)
- 33) 喜利元貞,南雲弘之,高橋重和,久米 清:「動画像カラーCRT表示装置とその応用」
電子通信学会 技術研究報告 IE78-66, pp.29-34 (1978)
- 34) 喜利元貞:「計測データの表示技術」
藤井克彦編『ミニコン・マイコン応用ハンドブック』(朝倉書店) pp.441-451 (1982)
- 35) 喜利元貞:「計測データの表示技術」 JAACE'79-5, pp.171-174 (1979)
- 36) 喜利元貞:「画像データの表示」 計測自動制御学会『計測制御における表示とディスプレイ』シンポジウム pp.37-47 (1978)